



INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

ADAPTAÇÃO MARGINAL E INTERNA DAS INFRAESTRUTURAS EM ZIRCÓNIO FABRICADAS PELOS SISTEMAS CAD/CAM

Trabalho submetido por
Victor Rusu
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Prof. Doutor Paulo Maurício

junho de 2015

Agradecimentos

Queria agradecer ao meu orientador, Paulo Maurício, que me ajudou imenso tanto na escolha do trabalho a realizar, como na execução da experiência. Obrigado pela sua disponibilidade, os conselhos e a meticulosidade nos detalhes, que tornou este trabalho numa experiência interessante e produtiva.

Um grande obrigado ao Ricardo Pitschilerr, pelo material, pela disponibilidade e pela paciência. A enorme contribuição do Ricardo tornou possível a realização da experiência.

Agradeço o a Mariana, pelo trabalho e pelo tempo que perdeu na confeção e no acabamento das infraestruturas.

Obrigado ao laboratório de prótese do José Mota, que disponibilizou o sistema CAD/CAM dele para execução de uma infraestrutura.

Queria agradecer a minha noiva, Ilinca Babuci, pela sua paciência e suporte durante todo este percurso, mas também pelo apoio e motivação a ficar cada vez melhor.

Obrigada a minha família, a minha mãe Ecaterina, ao meu pai Vasile e a minha irmã Cristina, que sempre me apoiarem. E apenas com o suporte deles que foi possível chegar a este momento importante da minha vida.

Obrigado a todos os meus amigos, colegas e professores que fizeram parte do meu percurso.

RESUMO

A adaptação marginal e interna das infraestruturas em zircônio são um dos fatores responsáveis pelo sucesso e a longevidade de uma coroa cerâmica. O objetivo deste trabalho foi verificar a influência do sistema CAD/CAM e os materiais utilizados pelos sistemas sobre o ajuste das infraestruturas. Foram fabricadas 2 infraestruturas de zircônio de marcas diferentes, Zenostar® T (Wieland, Ivoclar Vivadent®, Germany) e UPzir® (Upcera, China) utilizando o sistema CAD/CAM 3Shape™ (Wieland, Germany) e 1 infraestruturas de zircônio de Lava™ Zirconia (3M™ESPE, Germany), utilizando o sistema CAD/CAM de Lava™ (3M™ ESPE, Germany). Foi feita uma réplica em polivinilsiloxano de cada infraestrutura aplicando uma pressão digital contínua, e 3 réplicas aplicando uma pressão contínua de 4,5kg. As réplicas foram cortadas em 4 pedaços (um para cada face do dente) e cada pedaço foi observado pela lupa Leica®MZ6 (Leica®, Germany) com uma ampliação de 40 vezes. A medição das réplicas foi feita em 5 regiões: na região marginal, na linha de terminação, na parede axial, no ângulo âxilo-oclusal e na face oclusal com o software Image J (National Institute of Health, USA) utilizando as imagens feitas pela máquina fotográfica Leica® DFC290 HD (Leica®, Germany). Foi calculada a média aritmética de cada região.

Resultados: Os valores médios de desajuste marginal (4,825 µm) e oclusal (12,935 µm) da infraestrutura Lava eram mais baixos do que os valores médios das infraestruturas Zenostar T (7,275 µm; 27,998 µm) e UPzir (7,995 µm; 25,242 µm). Na região axial os valores médios do desajuste das infraestruturas Zenostar T (4,917 µm) e UPzir (3,815 µm) eram baixos do que a infraestrutura Lava (7,122 µm).

Conclusão: O sistema CAD/CAM da Lava™ consegue realizar infraestruturas com uma maior precisão do que o Sistema 3Shape™. O tipo de pressão aplicada na técnica de replicação não afeta os valores de ajuste da infraestrutura.

Palavras-Chaves: Infraestrutura. Zircônio. Adaptação. CAD/CAM.

ABSTRACT

The marginal and internal fit of zirconia copings are among the factors responsible for the success and longevity of a ceramic crown. The objective of this study is to investigate the influence of CAD/CAM systems and the materials used by the systems on the fit of the copings. Two zirconia copings of different brands Zenostar® T (Wieland, Ivoclar Vivadent©, Germany) and UPzir® (Upcera, China) were manufactured using the 3Shape™ (Wieland, Germany) CAD/CAM system and one Lava™ Zirconia (3M™ ESPE, Germany) coping, using the Lava™ (3M™ ESPE, Germany) CAD/CAM system. A replica in polyvinylsiloxane of each coping was made applying a digital pressure, and 3 replicates were made applying a continuous 4,5 kg pressure. The replicates were cut into 4 pieces (one for each side of the tooth) and each piece was observed by magnifier Leica® MZ6 (Leica®, Germany) with a 40 times magnification. The measurement of replicates were made with the Image J(National Institute of Health, USA) software, using the images taken by the camera Leica® DFC290 HD(Leica®, Germany) in 5 regions: in the marginal region, on the finishing line, on the axial wall, on the axillary-occlusal angle and on the occlusal surface. The arithmetic average of each region has been calculated. Results: The mean values of the marginal (4.825 µm) and occlusal (12.935 µm) gap of Lava coping were lower than the average values of Zenostar T (7.275 µm; 27.998 µm) and UPzir (7,995 µm; 25.242 µm) copings. In the axial region the average gap values of the Zenostar T (4.917 µm) and UPzir (3.815 µm) copings were lower than the Lava (7,122 um) coping.

Conclusion: The Lava™ CAD/CAM system can perform copings with a higher accuracy than the 3Shape™ system. The type of applied pressure in the replication technique did not affect the fit values of the copings.

Key-words: Coping. Zirconium. Adaptation. CAD/CAM.

ÍNDICE

I- ÍNDICE FIGURAS	8
II- ÍNDICE TABELAS.....	9
III- GLOSSÁRIO	10
IV- INTRODUÇÃO	13
1- Adaptação.....	13
2- Zircônio	18
2.1- Tecnologia CAD-CAM na confecção de próteses fixas de cerâmica à base de zircônio	21
3- Sistemas CAD/CAM.....	24
4- Cimentação.....	26
5- As técnicas de medição	28
V- OBJETIVO	33
VI- MATERIAIS E MÉTODOS.....	35
1- Confeção das infraestruturas.....	35
2- Medição do desajuste.....	37
VII- RESULTADOS.....	43
VIII- DISCUSSÃO	45
IX- CONCLUSÕES	59
X- BIBLIOGRAFIA	61

I- ÍNDICE FIGURAS

Figura 1. O sistema CAD/CAM 3Shade™	36
Figura 2 O sistema CAD/CAM de Lava™	37
Figura 3 Fabricação da réplica.....	38
Figura 4 Fabricação e corte da réplica:.....	39
Figura 5 A lupa Leica® MZ6	40
Figura 6 Imagens com ampliação de 40x.	40
Figura 7 Medição com o software Image J.....	42

II- ÍNDICE TABELAS

Tabela 1 Valores médios do desajuste das infraestruturas nas réplicas com 4,5kg de pressão.	43
Tabela 2 Valores médios do desajuste das infraestruturas nas réplicas com pressão digital.	44

III- GLOSSÁRIO

2D – duas dimensões

3D – três dimensões

3Y-TZP - o zircónio tetragonal policristalino estabilizado com 3% mol de ítrio

Al₂O₃ - óxido de alumínio

C - forma cristalina cúbica do zircónio

°C – grau Celsius

CAD/CAM - computer-aided design e computer aided manufacturing

CaO – óxido de cálcio

CeO₂ – óxido de cério

Ce-TZP/A – o zircónio policristalino tetragonal estabilizada com cério e com partículas de alumina

kg – quilograma

m – metro

M – forma cristalina monoclinica do zircónio

MDP - 10-metacrilóiloxidecil dihidrogénio fosfato

MgO – óxido de magnésio

µm – micrómetro

mm- milímetro

MPa – Megapascal

N – Newton

NiCr – níquel-cromo

PSZ - o zircónio parcialmente estabilizada

SIC - o condicionamento de infiltração seletiva

T - forma cristalina tetragonal do zircônio

TZP – o zircônio tetragonal policristalino

Y₂O₃ - óxido de ítrio

IV- INTRODUÇÃO

1- Adaptação

A adaptação de uma infraestrutura pode ser definida como um "desajuste" medido em vários pontos entre a superfície da infraestrutura e o dente. As medições podem ser feitas em varias localizações ao longo da superfície interna, na margem, ou sobre a superfície externa da infraestrutura. A desadaptação interna é medida perpendicularmente a partir da superfície interna da infraestrutura até a parede axial do preparo, e a mesma medição na margem é chamada fenda marginal. Uma margem sobre extensa é a distância perpendicular medida a partir da fenda marginal à margem da infraestrutura. Uma margem sub extensa é a distância perpendicular a partir da fenda marginal até o ângulo cavo superficial do dente. Podemos dizer que temos uma adaptação perfeita de uma infraestrutura quando a margem da infraestrutura e o ângulo cavo superficial do dente coincidem (Holmes, Bayne, Holland, & Sulik, 1989).

Quatro parâmetros podem influenciar a adaptação marginal das coroas cerâmicas: a configuração da linha terminação, o valor pré-definido do espaço de cimentação, o processo de recobrimento das infraestruturas, e a cimentação (Contrepolis, Soenen, Bartala, & Laviolle, 2013).

A adaptação interna é um assunto controverso na literatura, principalmente em relação à sua largura e a capacidade de modificar resistências a fratura das coroas (Martins et al., 2012). Historicamente, as restaurações de alto conteúdo nobre têm mostrado discrepâncias marginais menores que as ligas à base de metal, metalo-cerâmicas, ou de cerâmica pura. Alguns estudos têm relatado discrepâncias marginais menores de 10 µm até 46 µm para ligas de alto conteúdo de paládio e das ligas de ouro-platina-paládio (Euán, Figueras-Álvarez, Cabratosa-Termes, & Oliver-Parra, 2014).

Um espaço entre a superfície interna da coroa e as superfícies do dente preparado é necessária para acomodar o cimento. Vários autores concluem que a largura do espaço interno necessário para o cimento é de 20 a 40 µm. De outro lado não existe consenso sobre os valores biologicamente aceitáveis das fendas marginais e internas. Os valores clinicamente aceitáveis para a fenda marginal tem sido discutidos na literatura, com valores propostos que variam entre 39 e 120 µm, mas alguns investigadores afirmam que

um espaço de cimentação entre 200 e 300 μm também é aceitável. Vários estudos *in vitro* têm relatado valores médios das fendas marginais de 64 a 83 μm nas restaurações dos dentes com coroas cerâmicas fabricadas pelos sistemas CAD/CAM. Os valores geralmente aceitos para as discrepâncias nas fendas marginais das coroas cerâmicas confeccionadas pelos sistemas CAD/CAM são de 50-110 μm . As dimensões dos desajustes internos também são importantes porque os desajustes internos com valores médios superior a 70 μm podem reduzir a resistência à fratura das coroas dentárias (Colpani, Borba, & Della Bona, 2013; Euán et al., 2014; Martins et al., 2012; Mously, Finkelman, Zandparsa, & Hirayama, 2014). Donovan et al., 2014 afirmam que o valor máximo tolerável de desajuste marginal é de 120 μm .

A adaptação interna deve ser uniforme para não comprometer a retenção ou a resistência da coroa e também deve fornecer um espaço de cimentação adequado. Um aumento da espessura do cimento pode aumentar a quantidade de absorção de água, que pode provocar a degradação hidrolítica dos cimentos de resina, reduzindo o módulo de elasticidade e as propriedades mecânicas. Uma camada do cimento muito grossa pode causar tensões residuais de tração na superfície interna da infraestrutura, que pode provocar a deformação viscoelástica do cimento sob cargas cíclicas. Este aumento das tensões de tração pode danificar a estratificação da porcelana de revestimento e iniciar a delaminação desta. Se muito espaço for perdido em resultado de grandes discrepâncias oclusais, haverá menor espaço disponível para estratificação ao nível das cúspides (Kohorst, Junghanns, Dittmer, Borchers, & Stiesch, 2011; M., K., E., & Aar, 2013).

Os espaçadores foram utilizados com sucesso pelos técnicos da prótese durante muito tempo nas técnicas convencionais tais como a da cera perdida e da alta pressão com calor, que forneceram fendas marginais e internas adequadas, reduzindo a pressão hidráulica entre o preparo e a coroa, facilitando assim o assento completo das coroas, diminuindo o tempo de assentamento e melhorando o escoamento e a eliminação dos excessos de cimento. No caso das restaurações com coroas fabricadas com tecnologia CAD/CAM a largura do espaçador é geralmente determinada durante a fase de design pelo software. A configuração da espessura do espaçador deve ser considerado antes de fabricação das coroas de cerâmica pelos sistemas CAD/CAM. No entanto muitos fatores podem afetar a precisão das restaurações fabricadas com tecnologias CAD/CAM, incluindo o tipo de restauração dentária, as propriedades dos materiais, o tipo da preparação, a precisão dos dispositivos de digitalização, o software de design, as configurações de espaçador, e a

precisão da fresadora (Hoang, Thompson, Cho, Berzins, & Ahn, 2015; Mously et al., 2014). A intervenção humana direta no fabrico de coroas pode influenciar a adaptação marginal, dependendo da habilidade do técnico de laboratório dentário. O número de passos envolvidos no processo é um outro elemento importante porque a probabilidade de erro aumenta com cada etapa adicional necessária (Contrepolis et al., 2013). A cera também tem várias limitações inerentes, como a delicadeza, sensibilidade térmica, memória elástica e um alto coeficiente de expansão térmica. No entanto os métodos convencionais que usam cera no fabrico das infraestruturas apresentam melhor adaptação interna e marginal do que as infraestruturas confeccionadas pelos sistemas CAD/CAM (M. et al., 2013). A técnica de fabrico das coroas totalmente cerâmicas e o espaço do cimento estabelecido pelo computador podem influenciar o grão de discrepância marginal e interna das infraestruturas (Iwai, Komine, Kobayashi, Saito, & Matsumura, 2008; Quintas, Oliveira, & Bottino, 2004).

Mously et al., 2014 afirmou que dentro das coroas fabricadas com CAD/CAM os grupos com espessura do espessador de 30 e 60 µm obtiveram melhores resultados na adaptação interna e marginal. Iwai et al., 2008 afirmou que o espaço do cimento de 30 e 60 µm são os mais aconselhados para os sistemas CAD/CAM, apresentando valores mais baixos de desajuste marginal nas infraestruturas em zircónio. Um espaço de cimento de 30 µm também era menos influenciado pela angulação do preparo.

Pak, Han, Lee, Kim, & Yang, 2010 investigou a influência da estratificação com porcelana sobre a adaptação marginal das coroas totalmente cerâmicas. O investigador mediu a adaptação marginal duas vezes, primeira vez nas infraestruturas antes de estratificação e segunda vez nas coroas depois da fase de estratificação. E encontrou valores estatisticamente maiores de desajuste marginal no segundo grupo, concluindo-se que a estratificação das coroas totalmente cerâmicas tem uma influência significativa sobre a adaptação marginal das coroas totalmente cerâmicas.

Contrepolis et al., 2013 afirmou que a maior parte das coroas fabricadas através dos vários sistemas cerâmicos satisfazem as exigências em termos de adaptação marginal. Vários fatores podem influenciar a adaptação marginal: o tipo de dente -sendo os dentes posteriores normalmente os mais difíceis de talhar e de executar uma excelente impressão, quando comparados com os dentes anteriores; a face do dente- vestibular, palatina, mesial, distal ou oclusal/incisal; o tipo de linha de terminação: em chanfro, ombro ou ombro arredondado; o espaço do cimento: o valor predefinido do espaço do cimento pode

influenciar a adaptação marginal de coroas cerâmicas. Um espaço do cimento pequeno pode levar a contactos prematuros entre a superfície interna da coroa e o preparo dentário e de esta forma dificultar a eliminação do excesso de cimento da superfície oclusal do dente, alargando assim a fenda marginal; angulação do preparo: o ângulo formado entre a superfície axial do preparo com o longo eixo do dente, ou o ângulo de convergência oclusal entre duas superfícies axiais opostas. Geralmente, para todos as sistemas, são recomendados os valores de angulação propostos por (Shillingburg et al., 2012), com um ângulo de convergência oclusal total entre 10° e 22°; estratificação da porcelana e os ciclos de queima: no caso das coroas com estratificação em várias camadas com diferentes coeficientes de expansão térmica, o arrefecimento das restaurações pode provocar um stress significativo, que pode induzir deformações (ex.: alargamento da fenda marginal). Isto não acontece em coroas feitas apenas duma única camada de cerâmica; cimentação: o tipo de cimento utilizado tem um impacto substancial. As diferenças de espessura e viscosidade do cimento pode aumentar significativamente a fenda marginal por pressão hidráulica e por eliminação dificultada do excesso de cimento.

Iwai et al., 2008 estudando o efeito da angulação dos preparos sobre o ajuste interno e marginal das infraestruturas em zircônios confeccionadas pelos sistemas CAD/CAM, observou que grupo dos preparos com ângulo de convergência de 20° apresentavam melhores resultados de ajuste interno do que um angulo de 6° e 12°. Os valores de ajuste internos diminuem com o aumento da angulação do preparo. O autor explicou que provavelmente um angulo de convergência maior do preparo melhora a precisão da digitalização pelo scanner. Quando é escolhido a angulação do preparo para uma coroa em cerâmica deve se ter em conta tanto a adaptação final com a sua resistência a fratura da coroa. Rinke, Fornefett, Gersdorff, Lange, & Roediger, 2012 afirma que para obter um melhor ajuste marginal das infraestruturas confeccionadas pelos sistemas CAD/CAM, o preparo deve ser talhado com uma angulação das paredes axiais de 12°.

Atualmente, o ombro e o chanfro são as linhas de terminação provavelmente mais populares. Alguns autores encontraram diferenças significativas quando avaliaram a influência do tipo da linha de terminação na adaptação marginal, mas outros não. Isto pode ser explicado pelos diferentes métodos utilizados na avaliação da adaptação marginal ou as várias técnicas e materiais usados na confecção das coroas (Euán et al., 2014). A linha de terminação em ombro arredondado apresenta valores menores nas fendas marginais do que a linha de terminação em chanfro (Euán et al., 2014). No entanto

Tsitrou, Northeast, & van Noort, 2007 não encontrou diferenças estatisticamente significativas na fenda marginal entre três grupos de linha de terminação (bisel, chanfro e ombro). Mas observou que os valores da fenda marginal eram menores nos preparos com linha de terminação em chanfro e bisel, do que em ombro. Contudo, a qualidade do preparo tem um efeito significativo sobre a fenda marginal das coroas, principalmente nas coroas feitas através de sistemas de CAD/CAM. Os erros comuns na elaboração do preparo, como linhas de terminação labiadas e com picos têm um impacto negativo sobre a fenda marginal. Estes são difíceis de replicar adequadamente para o sistema de fresagem, devido ao tamanho e a forma do instrumento de corte rotativo diamantado. (Renne, McGill, Forshee, Defee, & Mennito, 2012)

Shillingburg et al., 2012 afirma que a linha de terminação ideal para coroas totalmente cerâmicas é o ombro. Os bordos largos proporcionam uma melhor resistência as forças oclusais e minimizam o stress que podia conduzir a fratura das coroas. Também proporcionam uma melhor estética das coroas. No entanto é a linha de terminação que exige maior remoção de tecido dentário na preparação.

O tipo de impressão executada e material utilizado na impressão pode influenciar a adaptação das infraestruturas, havendo o risco de contaminação com saliva e sangue durante a impressão, introduzindo erros na leitura do preparo. O médico dentista tem que ter em conta a estabilidade dimensional dos materiais de impressão e a possibilidade de haver perda da informação induzida pelas alterações dimensionais. O poliéster por exemplo é um material de impressão muito utilizado e com uma excelente estabilidade dimensional, no entanto apresenta uma alteração dimensional de 1,49%. Um outro fator de perda de informação é a confecção dos modelos de gesso, mesmo o gesso de Tipo IV apresenta uma expansão linear entre 0,06% e 0,5%. As imprecisões estão sempre presente desde os primeiros passos do processo até a conclusão da restauração definitiva, podendo resultar desajustes na peça protética final (Euán et al., 2014; Kuhn et al., 2015).

Um aumento na fenda marginal ou na desadaptação interna pode aumentar a dissolução do cimento, provocar acumulação de placa bacteriana, aumentando assim o potencial de microinfiltração, risco de recidiva da cárie, inflamações pulpares e doença periodontal, principalmente nos casos das margens infra-gengivais. A desadaptação marginal pode contribuir para dissolução do cimento particularmente quando são usadas cimentos de fosfato de zinco. Além disso, o aumento da desadaptação interna poderá diminuir a resistência à fratura das restaurações de cerâmica, porque essas áreas com uma lacuna

interna maior podem induzir diferentes concentrações de carga (Contrepolis et al., 2013; Euán et al., 2014; Mously et al., 2014).

O tipo de material de qual é confeccionada a coroa e a técnica utilizada na confecção também pode influenciar a adaptação das coroas. As coroas metalo-cerâmicas (NiCr) feitas no laboratório apresentam um valor médio de desadaptação menor em todas as regiões observadas (oclusal, axial, marginal), principalmente em área oclusal onde o valor médio do desajuste é quase 3-3,5 vezes menor do que o valor médio encontrado na mesma área para as coroas cerâmicas de zircônio (3Y-TZP) fabricadas com CAD/CAM (Colpani et al., 2013).

A avaliação da discrepância marginal das coroas depende de vários fatores tais como: as medições das coroas cimentadas ou não cimentadas, o tempo de armazenamento e o tratamento (como procedimentos de envelhecimento) após a cimentação, o tipo de preparo usado nas medições, o tipo de microscópio e a ampliação usada para as medições, a localização e a quantidade de medições individuais (Pak et al., 2010).

Clinicamente um desajuste marginal pode ser considerado aceitável quando é imperceptível visualmente ou não podem ser detetado utilizando uma sonda dentária (Colpani et al., 2013).

2- Zircônio

A estética e a resistência à fratura são dois dos principais fatores determinantes do sucesso de uma restauração. Os sistemas metalo-cerâmicos ainda são largamente utilizados na prática clínica para a confecção de coroas e pontes fixos. Uma grande preocupação destes sistemas é o comprometimento estético, motivo que estimulou a procura de sistemas cerâmicos com propriedades mecânicas semelhantes aos dos sistemas metalo-cerâmicos mas com uma melhor estética de que estas. Durante a última década, novos materiais dentários de cerâmica, tais como: cerâmica vítrea, alumina policristalina e cerâmicas à base de zircônio foram introduzidos com sucesso na prática clínica, juntamente com a nova tecnologia de processamento, com os sistemas de fabricação assistida por computador (CAD/CAM). Os novos materiais e tecnologias foram introduzidos para satisfazer as necessidades estéticas e de biocompatibilidade do paciente. O zircônio é um

material que pode combinar a resistência e a dureza dos metais com a estética das cerâmicas (Contrepolis et al., 2013; Euán et al., 2014; Martins et al., 2012; Miyazaki, Nakamura, Matsumura, Ban, & Kobayashi, 2013).

O desenvolvimento das cerâmicas dentárias

A porcelana tem sido utilizada em medicina dentária durante 100 anos. A estética é a grande vantagem da porcelana, e a fragilidade é seu ponto mais fraco, principalmente em restaurações que suportam cargas. O processo convencional de construção com pó e de queima é muito tecnicamente sensível. As restaurações metalo-cerâmicas tem sido a primeira escolha em próteses para satisfazer os requisitos estéticos, de durabilidade e de ajuste aos pilares (Miyazaki et al., 2013).

No fim dos anos 1960 foi pela primeira vez proposta a utilização do zircónio com biomaterial. Em 1975 foi observado que a transformação do estado tetragonal para o monoclínico, induzida pelo stress, aumentou significativamente a resistência a fratura do zircónio parcialmente estabilizado. Posteriormente, para estabilizar o zircónio tetragonal à temperatura ambiente foram utilizados vários óxidos (CaO, MgO, CeO₂), entre os quais, o zircónio tetragonal policristalino estabilizado com 3% mol de ítrio (3Y-TZP) exhibe as melhores propriedades. O zircónio (3Y-TZP) começa a ser amplamente utilizado em medicina dentaria nos anos 1990 na confecção de coroas, pontes e implantes dentários (N. Li, Wu, Jian, Zhao, & Yan, 2013).

O zircônio natural é um material branco sem brilho e radiopaco. A sua translucidez diminui com um aumento no conteúdo cristalino e a opacidade do zircónio é comparável ao metal. Tem a vantagem de conseguir mascarar os dentes descolorados ou as estruturas de metal, tais como espigões de metal e núcleos, mas a sua utilização nas zonas estéticas é limitada. Infraestruturas de zircônio coloridas estão agora disponíveis que podem reproduzir a cor de uma forma clinicamente mais aceitável (R. W. K. Li, Chow, & Matinlinna, 2014).

O zircónio é uma cerâmica polimórfica no seu estado puro e que tem três formas cristalográficas: monocíclica (M) a partir da temperatura ambiente até 1170°C, tetragonal (T) a partir de 1170 ao 2370°C e cúbica (C) de 2370°C até o ponto de fusão. Com a adição de óxidos de estabilização, tais como o óxido de cério (CeO₂), óxido de magnésio (MgO) ou óxido de ítrio (Y₂O₃), forma-se à temperatura ambiente um material multi-fásico conhecido como o zircônio parcialmente estabilizada (PSZ) com cristais cúbicos na fase

principal e cristais monocíclicos e tetragonais nas fases menores. É também possível formar um material mono-fásico, consistindo apenas em cristais tetragonais e o material é então chamado de zircônio tetragonal policristalino (TZP) (R. W. K. Li et al., 2014).

As coroas totalmente cerâmicas podem ser obtidas de duas formas diferentes. O primeiro sistema envolve a utilização de um único material para as coroas totalmente cerâmicas que se desenvolve a partir de materiais vítreos reforçados utilizados com sucesso na confecção de coroas individuais nas regiões anteriores e nos pré-molares. O zircônio policristalino melhorou a translucidez e foi usado em coroas totalmente cerâmicas na região molar. O segundo sistema é fundir as cerâmicas estéticas, tais como a porcelana e outros materiais vítreos, a estruturas feitas de cerâmica de alta resistência, em vez de ligas (N. Li et al., 2013; Miyazaki et al., 2013).

A porcelana convencional é um material parcialmente vítreo e a sua resistência à fratura é de aproximadamente 1,0 MPa m^{1/2} e resistência à flexão é de aproximadamente 100 MPa. Portanto, não é um material adequado para as restaurações nos molares que suportam cargas elevadas. Atualmente estão disponíveis cerâmicas densas policristalinas industriais, tais como a alumina, o zircônio, e compósitos alumino-zircônicos. O zircônio policristalino tetragonal parcialmente estabilizado com ítrio (3Y-TZP) apresenta propriedades mecânicas melhores, como uma elevada resistência a fraturas, de 5 a 10 MPa m^{1/2}, e uma resistência à flexão de 900-1400 MPa. Para além das boas propriedades mecânicas e dureza o zircônio é um material com uma excelente biocompatibilidade, com resistência a corrosão, com baixa condutividade térmica e com alguma translucidez, que permite utilização deste material em várias situações clínicas (N. Li et al., 2013; Miyazaki et al., 2013).

Quando se inicia uma fissura na superfície do zircônio (3Y-TZP), a concentração de tensão na parte superior da fissura faz com que o cristal tetragonal se transforma num cristal monocíclico (que tem um volume maior), que resulta na expansão volumétrica de cerca 4% associada. Nas proximidades de uma fissura em propagação, a energia é dissipada durante a transformação induzida pelo stresse levando a uma tensão de compressão que protege a ponta da fissura da tensão aplicada aumentando a resistência à fratura. Este mecanismo impede eficazmente a propagação da fissura que resulta num aumento das propriedades mecânicas. A propagação de uma fissura não é totalmente evitada, é apenas dificultada, e o material ainda pode falhar se uma tensão suficientemente elevada é aplicada (N. Li et al., 2013; R. W. K. Li et al., 2014; Miyazaki et al., 2013).

Foi observado que a resistência do zircônio (3Y-TZP) diminuiu para metade do valor inicial após 5 anos *in vivo*. A cavidade oral é um ambiente de trabalho complexo, devido a existência do stresse periódico provocado pela mastigação dos alimentos, e pela presença da água ou da humidade que facilitam a transformação espontânea da fase tetragonal metastável do zircônio (3Y-TZP) para a fase monocíclica a temperatura relativamente baixa. A transformação da fase do zircônio durante o envelhecimento poderia levar à formação de micro ou macro fissuras, ao aumento da rugosidade da superfície e, finalmente, a diminuição da resistência mecânica. Não existe uma correlação entre o envelhecimento e falhas clínicas. A resistência ao envelhecimento do zircônio (3Y-TZP) pode ser melhorado através da diminuição do tamanho médio dos grãos, da redução da tensão de superfície, do aumentando da quantidade de estabilizador, evitar a presença da fase cúbica e introdução de uma pequena quantidade de óxido de alumínio (Al₂O₃) (N. Li et al., 2013; Miyazaki et al., 2013).

O zircônio policristalino tetragonal estabilizada com cério e com partículas de alumina (Ce-TZP/A) é a cerâmica mais resistente utilizada em medicina dentária, com uma resistência à fratura de 19 MPa m^{1/2}, e uma resistência à flexão de 1400 MPa (Miyazaki et al., 2013).

2.1- Tecnologia CAD-CAM na confecção de próteses fixas de cerâmica à base de zircônio

A fabricação de infraestruturas 3Y-TZP pode ser realizada através de dois métodos diferentes. No primeiro método as estruturas são fresadas com as dimensões finais a partir de blocos de cerâmica densos totalmente sinterizados utilizando uma máquina de fresagem controlada pelo sistema CAD/CAM. Este sistema permite um melhor ajuste das estruturas, porque não ocorre contração durante o processo de sinterização, mas tem a desvantagem de haver maior desgaste dos instrumentos cortante, reduzindo a precisão nas próximas estruturas a confeccionar pela máquina. No segundo método as estruturas de dimensões alargadas são fresadas a partir de blocos parcialmente sinterizados, usando máquinas de fresagem controladas pelo sistema CAD/CAM, seguidos por um processo de pós-sinterização a alta temperatura (usando um forno elétrico) para obter uma estrutura com dimensões finais e com resistência suficiente. O segundo método é popular atualmente na fabricação de estruturas de zircônio e é utilizando pelos principais sistemas CAD/CAM disponíveis no mercado mundial. Este método tem a vantagem de fácil

fresagem sem desgastes nos instrumentos cortantes e sem danificar a estrutura, as dimensões das estruturas devem ser ajustada para compensar contração de sinterização durante o processo de pós-sinterização, de modo que as estruturas finais se ajustem bem (N. Li et al., 2013; Miyazaki et al., 2013).

O ajuste marginal das coroas cerâmicas de zircônio fabricadas pelos sistemas CAD/CAM atuais é semelhante ao das restaurações metalo-cerâmicas convencionais (Miyazaki et al., 2013).

As complicações técnicas mais frequentes das coroas cerâmicas à base de zircônio são a delaminação e a fratura da cerâmica de revestimento, numa taxa relativamente alta nas restaurações posteriores. Existem muitos fatores que afetam a delaminação da porcelana de revestimento em estruturas de cerâmica à base de zircônio, incluindo o design da infraestrutura para suportar a cerâmica de revestimento, o manuseamento no laboratório de prótese dentária, e as propriedades mecânicas e técnicas de aplicação da porcelana de revestimento (ex: diferenças no coeficiente de expansão térmica, velocidades indesejáveis de aquecimento e de arrefecimento entre a cerâmica de revestimento e a infraestrutura, a porosidade e o condicionamento da porcelana de revestimento, as forças de adesão desfavoráveis entre a estrutura de zircônio e o material de revestimento, e as cargas excessivas) (Kokubo, Tsumita, Kano, & Fukushima, 2011; Miyazaki et al., 2013). A delaminação da porcelana de revestimento também é influenciada pela espessura da porcelana de recobrimento, a morfologia da linha terminação, as forças adesivas entre a infraestrutura e a cerâmica de revestimento ou efeitos negativos de combinação de várias camadas de materiais diferentes (Rosentritt, Steiger, Behr, Handel, & Kolbeck, 2009).

O padrão e os tipos de falhas são influenciadas pelo ângulo do preparo, a altura do preparo, o tipo de linha de terminação, a espessura da infraestrutura, o ajuste interno e a espessura do cimento ou pelo design das coroas com as suas variações oclusais e os diferentes efeitos sobre as cargas e a distribuição das forças (Kokubo, Tsumita, Kano, & Fukushima, 2011; Rosentritt et al., 2009).

Uma solução contra a delaminação da porcelana de revestimento é não usar porcelana. A opacidade de 3Y-TZP foi melhorada e coroas totalmente de zircônio monolítico foram introduzidas. Havia uma preocupação sobre o desgaste do esmalte dos dentes opostos, porque a dureza de 3Y-TZP é mais de que duas vezes superior a da porcelana. No entanto,

o polimento do zircônio pode reduzir o desgaste do esmalte. Outro método de redução de delaminação da porcelana é de modificar o protocolo de queima (Miyazaki et al., 2013).

Rosentritt et al., 2009 afirmou que a delaminação das coroas totalmente cerâmicas pode ser significativamente reduzido em número e em área de superfície ao fabricar infraestruturas de zircônio otimizados, que permitem fornecer apoio oclusal e uma espessura uniforme da camada da porcelana de revestimento ao longo da infraestrutura.

Inicialmente as infraestruturas eram fabricadas com uma espessura uniforme e posteriormente eram revestidas pela porcelana para obter a coroa totalmente cerâmica. Dependendo da configuração do preparo, a espessura da porcelana normalmente variava ao longo da coroa, sendo mais grossa ao nível das cúspides. Como a porcelana é um material frágil, ao aplicar forças laterais sobre as cúspides, facilmente fraturava, ou lascava, porque a porcelana tem fraca resistência contra as forças de tensão. Ao modificar o design da infraestrutura, que permitisse o seu recobrimento pela porcelana com uma espessura uniforme, vai ajudar a suportar as cargas de oclusais e laterais como forças de compressão para evitar a fratura da porcelana (Kokubo, Tsumita, Kano, & Fukushima, 2011).

Kokubo, Tsumita, Kano, & Fukushima, 2011 e Rosentritt et al., 2009 concluíram que o design da infraestrutura e a espessura uniforme das cerâmicas de revestimento influenciam significativamente a resistência a fratura das coroas totalmente cerâmicas.

A adaptação marginal das restaurações de zircônio é dependente da configuração e do design dos preparos dentários, da precisão do sistema de digitalização, do tipo de fresagem e dos procedimentos de recobrimento com porcelana. O envelhecimento não parece influenciar a integridade marginal de longo prazo das coroas de zircônio. A maior parte dos sistemas disponíveis podem proporcionar uma adaptação marginal clinicamente aceitáveis (R. W. K. Li et al., 2014).

Vigolo & Mutinelli, 2012 comparou a taxa de sobrevivência das coroas metalo-cerâmicas com as coroas com as infraestruturas em zircônio confeccionadas pelo sistema CAD/CAM de Lava. As coroas de cerâmicas tiveram uma taxa de sobrevivência de 95% após um período de 2 anos, e de 85% após 5 anos, não havendo diferenças significativas com a taxa de sobrevivência dos coroas metalo-cerâmicas. No entanto, as coroas cerâmicas, apresentam um maior número de problemas técnicos, como a delaminação da porcelana de revestimento.

O núcleo de zircônio é raramente danificado e em muitos casos a complicação ocorre na porcelana. Embora a degradação da zircônio a baixas temperaturas é um fenómeno espontânea e progressivo, a introdução de zircônio estabilizado permitiu a sua utilização em reconstruções dentárias (Miyazaki et al., 2013).

As taxas de sobrevivência para todas as restaurações cerâmicas-variam entre 88% a 100% após 2-5 anos. O zircônio é o melhor material de restauração de cerâmica pura disponível. O acabamento de superfície e processo de polimento das coroas totalmente zircônios são fundamentais para a obtenção de sucesso clínico (Miyazaki et al., 2013).

3- Sistemas CAD/CAM

O desenvolvimento dos materiais dentários novos e das novas técnicas de trabalhar com estes materiais (como as sistemas CAD/CAM e as máquinas de fresagem) permitiu a utilização na reabilitação oral de restaurações com propriedades mecânicas e estéticas superiores. Os sistemas CAD/CAM foram desenvolvidos para eliminar ou minimizar os potenciais fontes de erros presentes em técnicas convencionais de fabrico. Também estes sistemas tem o objetivo de facilitar e dinamizar o trabalho do técnico laboratorial através da redução ou eliminação da prática de alguns passos, como os enceramentos, a estratificação ou até as impressões intraorais. No entanto, as novas tecnologias introduziram novos passos na fabricação das coroas incluindo a digitalização, o design com o software e a fresagem, que necessitam de uma curva de aprendizagem significativa (Euán et al., 2014; Martins et al., 2012).

Todos os sistemas CAD/CAM contem 3 elementos essenciais:

1. Um instrumento de digitalização ou scanner que converte as formas geometrias dum objeto em dados digitais que podem ser processados pelo computador. Existem dois tipos de digitalização uma intraoral (direta), em que o preparo e digitalizado diretamente da boca, sem necessidade de realização de impressões, e outro tipo de digitalização faz a leitura mecânica do modelo de trabalho (digitalização indireta) o que se distingue pela sua alta precisão de digitalização.
2. Os programas que processam os dados e forneçam informações necessárias para a fabricação do objeto.

3. A tecnologia de produção que transforma os dados obtidos dos programas no objeto desejado (Prithviraj, Bhalla, Vashisht, Sounderraj, & Prithvi, 2014).

Dependendo da sua localização, os sistemas CAD / CAM estão disponíveis em três abordagens de produção diferentes:

1. Produção no consultório- quando todos os elementos constituintes do CAD/CAM encontram-se no consultório. Os procedimentos de fresagem podem ser realizados no consultório quando o material restaurador é uma resina, uma resina nanocerâmica, ou um bloco de dissilicato de lítio, mas quando o material restaurador é o zircônio presinterizada, os equipamentos do laboratório de prótese deve ser usado.
2. Produção no laboratório- o dentista envia a impressão para o laboratório, onde é confeccionado o modelo de trabalho. Os restantes passos da produção pelo CAD / CAM são realizadas completamente no laboratório.
3. Fabricação centralizada num centro de produção - um conjunto de dados produzidos no laboratório de prótese são enviados ao centro de produção para a fabricação das restaurações com dispositivos de CAD / CAM, e estas restaurações são depois devolvidos para o laboratório dentário (Euán et al., 2014; Prithviraj et al., 2014).

Quanto a técnica utilizada, as tecnologias CAM podem ser divididas em três grupos:

1. A técnica de subtração a partir de um bloco sólido.
2. A técnica aditiva de aplicação de material sobre o turquel (uma combinação da abordagem aditiva e subtrativa)
3. A técnica aditiva usando a fabricação de sólidos de forma livre ou prototipagem rápida (M. et al., 2013).

A técnica de fresagem de subtração é normalmente utilizada pelos sistemas CAD/CAM na fabricação de restaurações em zircônio (3Y-TZP). Devido a sua alta dureza e resistência, que pode danificar os instrumentos rotatórios e aumentar o tempo de fresagem, é utilizada com maior frequência zircônio presinterizado, no estado poroso. Para adquirir a resistência máxima, após da fresagem, o zircônio deve ser sinterizado, processo acompanhado por uma contração de 15-30 %, normalmente compensado pelos softwares do sistema (Kohorst et al., 2011; Yildiz, Vanlioğlu, Evren, Uludamar, & Ozkan, 2013).

O processo de digitalização, de processamento dos dados geométricos coletados, o cálculo dos parâmetros de fresagem, e o processo de fresagem em si, são fatores que podem afetar a precisão da adaptação das restaurações cerâmicas (M. et al., 2013).

A qualidade da imagem 3-D de um preparo dentário afeta a adaptação interna e marginal da coroa. Portanto as limitações da digitalização e do software podem prejudicar a precisão adaptação marginal e interna das coroas feitas com CAD/CAM (M. et al., 2013).

A adaptação marginal é significativamente dependente do tipo do sistema CAD / CAM utilizado (M. et al., 2013).

4- Cimentação

A superfície dura e densa do zircônio proporciona uma maior resistência ao desgaste. Mas esta grande estabilidade superficial tem algumas desvantagens, principalmente sobre a eficiência e à duração da adesão química ou mecânica com os diferentes sistemas de cimentação. O aumento da rugosidade da superfície é necessário para aumentar a energia superficial e a molhabilidade do material. A utilização de condicionamento com ácido fluorídrico em combinação com a silanização, processos utilizados em outros sistemas de cerâmica, não traz nenhuma vantagem na adesão do zircônio. O condicionamento ácido não é eficaz porque atua sobre as matrizes vítreas (presente em cerâmica à base de sílica) dissolvendo-o e criando uma superfície irregular. A silanização por sua vez é utilizada para formar ligações químicas entre a matriz vítrea das cerâmicas e os cimentos de resina. O zircônio não contém uma matriz vítrea, portanto não pode ser alterada pelo ataque ácido, nem é possível realizar a silanização. Existem varias técnicas que permitem o aumento da rugosidade superficial, como: o condicionamento de infiltração seletiva (SIC-selective infiltration etching), jateamento com óxido de alumina e utilização de uma solução de condicionamento químico a quente e o tratamento com laser (Gargari, Gloria, Napoli, & Pujia, 2010; R. W. K. Li et al., 2014; Son, Han, & Kim, 2012).

Hoje em dia existem vários tipos de materiais para a cimentação das coroas cerâmicas, como: os cimentos de fosfato de zinco, os cimentos de ionômero de vidro convencionais e modificados, os cimentos de resina e os cimentos autoadesivos. Os cimentos de resina têm várias vantagens sobre outros cimentos, tais como uma menor solubilidade no meio

oral e propriedades óticas superiores. Os cimentos de fosfato de zinco e os cimentos de ionômero de vidro convencionais e modificados não são capazes de formar uma adesão duradouro com o zircônio. Com tudo, é a adesão em vez de cimentação que aumenta a força de retenção das restaurações de zircônio, especialmente nos preparos curtos ou cônicos (Gargari et al., 2010; Son et al., 2012).

Os desajustes internos ao nível da parede axial e oclusal são significativamente superiores ao desajuste marginal. Os desajustes internos maiores podem levar à descimentação ou deterioração estrutural das restaurações de zircônio dentro de um curto espaço de tempo. O grão de adaptação interna influencia a força de retenção da restauração. Um aumento da espessura do cimento resulta na diminuição da retenção da restauração (Son et al., 2012).

Vários autores tentaram avaliar o efeito do desajuste marginal sobre a microinfiltração marginal das restaurações não encontraram nenhuma correlação entre o ajuste marginal e a microinfiltração marginal (Herrera, Catalán, Flores, & Martinez, 2012; Rossetti, do Valle, de Carvalho, De Goes, & Pegoraro, 2008). Quanto a influência do tipo de cimento sobre a microinfiltração, Rossetti et al., 2008 conclui que as coroas cimentadas com cimentos de resina e de ionômero de vidro modificados por resina apresentaram níveis significativamente inferiores de microinfiltração em comparação com os cimentos de fosfato de zinco. No caso dos cimentos de fosfato de zinco, Jacobs, 1988, afirmou que não há diferença significativa na solubilidade do cimento quando a largura da discrepância marginal é de 25,50 ou 75 μm , no entanto quando a largura ultrapassa 150 μm nota-se um aumento ligeiro mas estaticamente significativo da dissolução do cimento.

Um outro parâmetro a ter em conta é o efeito da contração de polimerização (que pode variar entre 1,69% até 5,29%) dos cimentos resinosos sobre a resistência das coroas cerâmicas, especialmente quando o desajuste oclusal é elevado e portanto uma camada mais espessa de cimento é utilizada. A contração de polimerização pode causar tensões de tração nos ângulos axio-oclusais internos das coroas feldspáticos, que pode causar a fratura das coroas ou a falha da adesão entre a coroa e o cimento, quando é aplicada uma camada mais grossa de cimento, mesmo antes do aplicar cargas oclusais. A contração de polimerização tem um pequeno efeito sobre as tensões de tração geradas na superfície de cimentação das coroas cerâmicas, quando a espessura oclusal do cimento é de 50 μm para coroas sem adesão e de 50 ou 100 μm para as coroas com adesão (Liliana G. May, Kelly, Bottino, & Hill, 2012; Liliana G. May & Kelly, 2013).

Son et al., 2012 estudando a influência da adaptação interna e do tipo de cimento na retenção das restaurações com zircônio, conclui que o aumento da largura da desadaptação interna, diminuiu significativamente força de retenção dos cimentos de resina com agentes de auto-condicionantes como um co-iniciador para a auto-polymerização. O aumento da largura do desajuste interno não influenciou a intensidade da força de retenção quando foram utilizados os cimentos resinosos auto-adesivos e os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina. Os cimentos de resina proporcionam uma maior força de retenção do que os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina, independentemente da largura do desajuste interno. O tipo de cimento de resina influencia retenção das restaurações mal ajustadas.

A combinação do jateamento com óxido de alumina (A2O2) com partículas de 50 µm e aplicação de um primer de monômero fosfatado 10-metacriloiloxidecil dihidrogenio de fosfato (MDP) melhoram a adesão da resina composta ao zircônio. Ainda não é bem conhecido o mecanismo da adesão com MDP, se há adesão química ao zircônio ou se há uma adesão micromecânica provocada pelo jateamento. Os cimentos de resina que utilizam os monômeros fosfatados (MDP) permitem resultados melhores e mais duradouros do que os outros cimentos. O monómero MDP poderia fazer uma ligação química com os óxidos metálicos, tais como óxido de zircônio. Entre os tratamentos da superfície só o jateamento melhorou significativamente a adesão, em associação com os cimentos de resina contendo MDP. No entanto o jateamento pode introduzir defeitos superficiais que poderia comprometer a resistência e a fiabilidade da restauração (Gargari et al., 2010; R. W. K. Li et al., 2014; Stawarczyk et al., 2012).

O sistema coroa-cimento deve ser considerada uma única estrutura que compreende varias camadas de materiais com diferentes propriedades mecânicas. A associação destas camadas de diferentes materiais e as condições de carga podem afetar negativamente as tensões máximas suportadas pela infraestrutura (Martins et al., 2012; Re, Cerutti, Augusti, Cerutti, & Augusti, 2014).

5- As técnicas de medição

Há vários métodos disponíveis para a análise de ajuste de restauração dentária, como os métodos não-destrutivos como a técnica de visão direta, perfilometria, e a técnica de

replicação. Os métodos destrutivos como a técnica de cortes transversais não irá permitir o uso de restauração depois, por isso não deve ser usada para avaliar a adaptação clínica das restaurações indiretas. Em muitos estudos, a diferença marginal e interna foram avaliados de acordo com o método descrito por *Holmes* (Holmes et al., 1989; Kuhn et al., 2015; Tamac, Toksavul, & Toman, 2014).

Nenhum protocolo padronizado está disponível para avaliar a adaptação das restaurações dentárias. Isso pode levar a interpretações erradas e limita a comparação dos resultados de diferentes estudos (Tamac et al., 2014). Portanto, é importante compreender as limitações das técnicas existentes e o tipo de dados que possam proporcionar (ou seja, desadaptação interna, fenda marginal, espessura total da desadaptação, etc.) (Colpani et al., 2013).

Um grande problema da maioria das técnicas 2D é a limitação das medições em pontos específicos. Mas o ajuste pode variar continuamente ao redor da circunferência de uma coroa. Também a necessidade de cortar as réplicas pode conduzir a perda de informação sobre o ajuste da coroa (Kuhn et al., 2015).

Diferentes métodos de medição são usados em diversos estudos, e isso pode ter afetado os resultados obtidos de forma significativa. O primeiro método é um dos mais utilizados envolve a avaliação microscópica direta da área marginal. Este método tem duas desvantagens importantes: a difícil identificação dos pontos de referência para medir e os possíveis erros na projeção. No segundo método, as coroas foram cimentadas e cortadas transversalmente, e a zona marginal e interna foi então examinada sob um microscópio. Apenas um número limitado de seções podem ser cortadas em qualquer uma das coroas. Estas duas técnicas foram, por vezes, usadas para medir uma réplica da área marginal em resina epoxi, em vez da própria área. Esta prática não fornece resultados precisos e, portanto, deve ser evitada. Um terceiro método envolveu a criação de uma réplica, em silicone de baixa viscosidade, do espaço entre a coroa e o dente. Esta réplica é depois seccionada, e as zonas de interesse são observadas com um microscópio. Esta técnica pode realizar apenas um número limitado de medições da fenda marginal, da adaptação interna e oclusal. Um quarto método, a videografia com laser, também utiliza uma réplica em silicone light, que é digitalizada conjuntamente como modelo. Este método tem sido frequentemente utilizado para medir a adaptação interna, mas não fornece uma identificação confiável dos pontos de referência essenciais necessários para medir a adaptação marginal. Uma quinta técnica, a perfilometria, mede a adaptação marginal

utilizando um perfilômetro, um dispositivo inicialmente concebido para avaliar a rugosidade de uma superfície. Esta técnica é utilizada somente para as medições indiretas da discrepância marginal absoluta, e os seus resultados foram sujeitos a interpretações erradas. A microtomografia com raios-x é uma das últimas técnicas a ser utilizada. É uma técnica não destrutiva, que fornece imagens 2- e 3-dimensionais do espaço entre a coroa e o modelo. Também pode realizar secções muito perto da área marginal, o que permite executar facilmente um grande número de medições em qualquer ponto (Contrepolis et al., 2013; Kohorst et al., 2011; Mitchell, Pintado, & Douglas, 2001).

Por motivos técnicos, a técnica de replicação com silicone é o único método de medição do ajuste marginal e interno das próteses fixas utilizada in vivo; os resultados não são tão precisos como os produzidos por outros métodos disponíveis em vitro, como por exemplo a microtomografia de raios-x. Além disso, in vivo, a preparação do dente pode ser mais complexa, devido à acessibilidade e visão dificultada. Da mesma forma, a qualidade de uma impressão pode ser afetada por vários fatores, tais como a localização da linha de terminação, a saúde periodontal, sangramento do sulco durante a realização da impressão, a taxa de fluxo de saliva, e a colaboração do paciente. Para minimizar o impacto dos fatores ambientais, a precisão de um sistema deve ser testada em condições clínicas ideais. Estes podem ser adequadamente concebidos e reproduzidos em experimentos em vitro, onde se pode realizar um preparo quase perfeito (Contrepolis et al., 2013).

Não há consenso na literatura sobre o número de locais de medição necessários para avaliar a adaptação marginal e interna. No entanto, este parâmetro é fundamental, porque, dentro de uma distância de 300 μm , a fenda marginal pode variar na mesma amostra cerca de 100 μm . Alguns autores sugeriram fazer 50 medições do ajuste marginal para limitar a variação numérica a 5 μm . Enquanto outros autores sugeriram que 18 pontos de observação eram suficientes para avaliar as coroas experimentais feitos sobre os preparos executados em laboratório e 90 para as coroas fabricados a partir de uma impressão intraoral (Contrepolis et al., 2013; Groten, Axmann, Probst, & Weber, 2000; Kohorst et al., 2011).

Quando à comparação das medições na fase de infraestrutura ou na fase de coroa acabada, a melhor aproximação às condições clínicas pode ser alcançado através da realização de medições após a finalização da coroa. Além disso, na fase de coroa o ajuste pode variar consoante o tipo das coroas cerâmicas, coroas de camada única ou coroas multicamadas (Contrepolis et al., 2013).

Alguns autores realizaram ajustes na superfície interna das infraestruturas ou das coroas antes de medir a adaptação interna ou marginal. Tais procedimentos podem constituir uma fonte importante de distorção dos resultados e não devem ser utilizados em estudos de a adaptação interna e marginal (Contrepolis et al., 2013).

A técnica da réplica em silicone permite a medição em vivo da adaptação das restaurações indiretas, pouco antes de cimentação e é um método adequado de medição da adaptação das restaurações indiretas. A força aplicada sobre a coroa contendo material de impressão, um silicone de baixa viscosidade, não pode ser padronizado em condições clínicas. No entanto, diferenças na força de assentamento não afeta significativamente a espessura das camada de silicone (Tamac et al., 2014). In vivo a técnica de replicação permite ao médico dentista de visualizar a distribuição uniforme do cimento e se há necessidade de realizar ajustes internos, em caso de haver interferências internas no assentamento da coroa (Arthur Arakelian, 1982; Rissin & Wetreich, 1983).

Colpani et al., 2013 comparou a técnica da replicação com a técnica do peso, na avaliação do espaço para o cimento. A técnica do peso tem um custo baixo e é fácil de executar. O material de impressão que simula a camada de cimento é pesado em vez de medir a espessura em pontos específicos como no caso da técnica da replicação. O valor obtido com a técnica do peso corresponde à espessura total espaço interno entre a restauração e o preparo. Portanto, esta técnica não fornece informações sobre as regiões onde são encontrados com falhas maiores e também não é possível avaliar a adaptação marginal da restauração protética. Estas informações podem ser obtidos no caso da técnica de replicação.

Kelly, Davis, & Campbell, 1989 descreveu uma outra técnica não destrutiva de medição da adaptação: a análise ótica quantitativa. Que usa o cromóforo (uma tinta absorvente da luz) que é distribuído uniformemente em materiais de impressão (elastómeros) e deste modo a absorção da luz pode ser diretamente relacionada à espessura do material. A quantidade de luz transmitida através do material de impressão é proporcional à espessura conhecida (utilizando amostras com espessuras padronizadas), através de uma relação conhecida como a Lei de Beer-Lambert. A sensibilidade da técnica é cerca de 5 a 10 μm quando o espaço do cimento é inferior a 150 μm , e 25 a 50 μm quando o espaço é superior a 150 μm .

V- OBJETIVO

O objetivo deste trabalho é de examinar e comparar o ajuste interno e marginal das infraestruturas em zircônio de 3 marcas diferentes (Zenostar® T, do Wieland, UPzir® do Upcera e Lava™ Zirconia, do 3M™ ESPE) fabricadas por 2 sistemas CAD/CAM diferentes (Wieland 3Shape™ e Lava™); e verificar a influência do tipo do sistema CAD/CAM e do material utilizado pelo sistema sobre o ajuste interno e marginal das infraestruturas.

H₀: os diferentes sistemas CAD/CAM tem influência sobre o ajuste da infraestrutura.

H₁: os diferentes sistemas CAD/CAM não tem influência sobre o ajuste da infraestrutura.

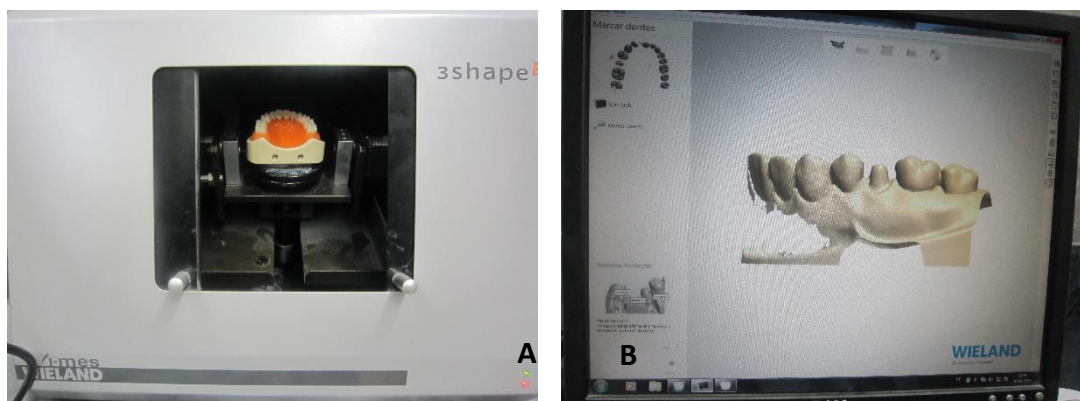
Não deve haver diferença nos valores de ajuste marginal e interno entre as 3 infraestruturas fabricados por 2 sistemas diferentes.

VI- MATERIAIS E MÉTODOS

Foi preparado um pré-molar (15) dum modelo de estudo dentário (Nissin Study Model Inc, Kyoto, Japan). Os desgastes realizados foram de acordo com as indicações do Shillingburg et al., 2012: 1,5 a 2 mm de desgaste oclusal ao nível das cúspides, desgaste axial de 1 a 1,5 mm, as paredes com uma inclinação de 6° a 12° e convergentes para oclusão, a linha de terminação em chanfro de 1 mm e com todos os ângulos arredondados. Foi utilizada uma broca diamantada troncocônica de extremidade arredondada (REF:G850-314-023-10-ML).

1- Confeção das infraestruturas

O espaço do cimento em todas as infraestruturas foi estabelecido a 30 µm e a espessura da infraestrutura de 0,5 mm. As infraestruturas em zircónio da marca Zenostar® T (Wieland, Ivoclar Vivadent®, Germany) e UPzir® (Upcera, China) foram confeccionadas pelo sistema 3Shape™ (Wieland, Germany). O preparo e as arcadas dentárias do modelo de estudo dentário foram digitalizadas pelo scanner 3Shape™ D 200 (Wieland, Germany). A informação foi analisada pelo software 3Shape™ Dental Designer Premium® e realizou-se o design da futura infraestrutura. A informação do design foi transmitida para o software CAM Mill Manager® (Wieland, Germany) e a fresagem das infraestruturas foi realizada pela fresadora Wieland Zeno® 4030 M (Wieland, Germany) (Figura 1). Depois de acabar a fresagem as infraestruturas foram ao forno Denta-Star Rubin® (Wieland, Germany) durante 10 horas a temperaturas entre 1350- 1500°C, para realizar a sinterização final da peça.



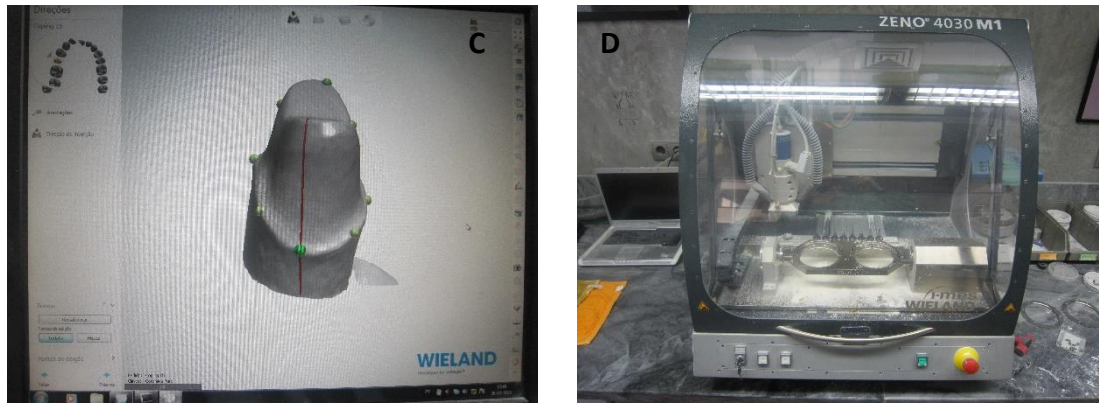


Figura 1 O sistema CAD/CAM 3Shade™. A) o scanner 3Shape D 200® B,C) o software 3Shape™ Dental Designer Premium® D) a fresadora Wieland Zeno® 4030 M1

A segunda infraestrutura foi realizada em Lava™ Zirconia (3M™ ESPE, Germany). O preparo e as arcadas do modelo de estudo dentário foram digitalizados pelo Lava™ Scan ST (3M™ ESPE, Germany). O design da infraestrutura foi realizado pelo software DWOS® Lava™ Edition 3.9 e foi enviado para o software da fresadora Lava™ Design Software 7 CAM Module. A fresagem da infraestrutura foi executada pela fresadora Lava™ Form (3M™ ESPE, Germany) (Figura 2). Depois de acabada a fresagem a infraestrutura foi ao forno Lava™ Therm (3M™ ESPE, Germany) durante 10h.

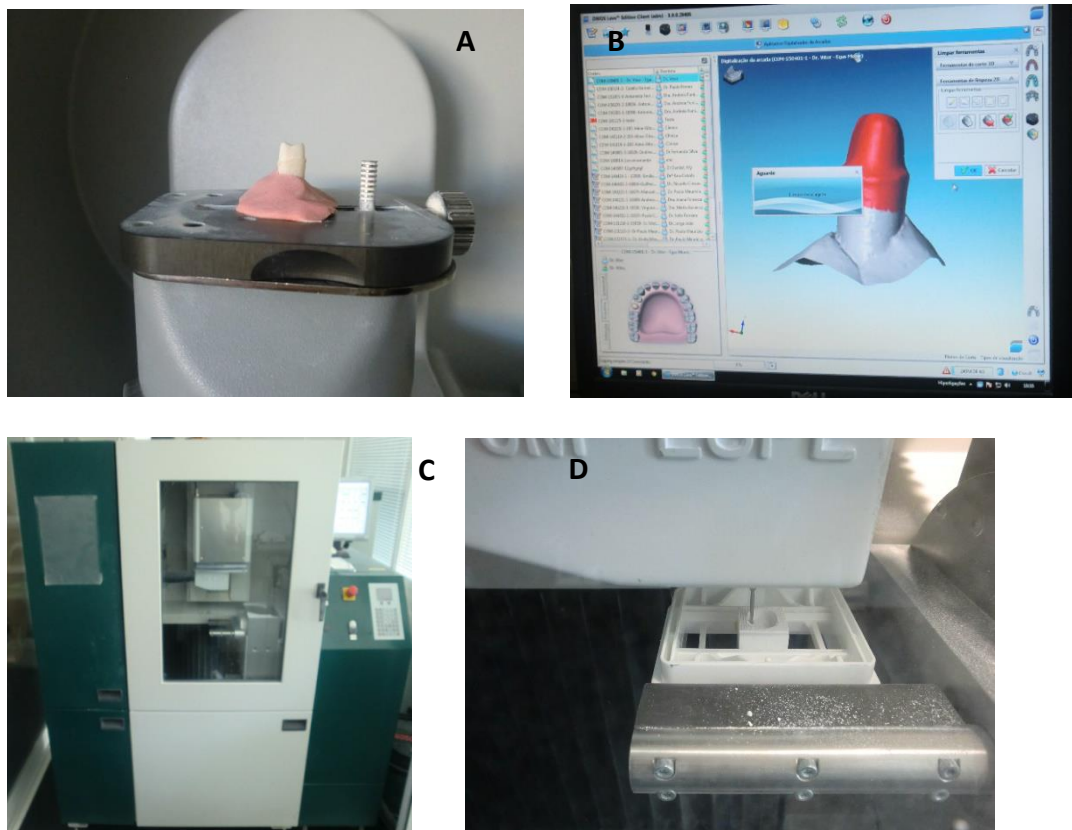
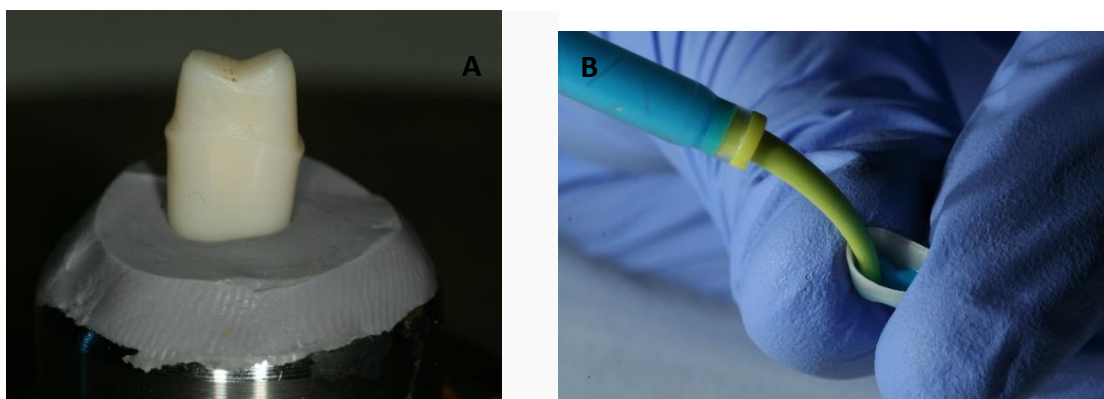


Figura 2 O sistema CAD/CAM de Lava™: A) o scanner Lava™ Scan ST; B) o software DWOS® Lava™ Edition 3.9; C,D) a fresadora Lava™ Form

Depois de acabadas as infraestruturas um técnico de prótese realizou o acabamento marginal das todas a infraestruturas, uma vez que todos os sistemas CAD/CAM produzem infraestruturas com margem sobre estendidas.

2- Medição do desajuste

Foi confeccionada uma base para o turquel (preparo) ficar sempre na mesma posição e garantir que não vai haver diferença de posição entre várias medições. Por cima da base foram marcadas 4 linhas, que vão corresponder as zonas onde vai se realizar os cortes das réplicas em silicone. Antes de cada medição cada infraestruturas e o preparo foram limpados com álcool de 70% e secados com ar para eliminar as impurezas. Foi colocado material de impressão, um polivinilsiloxano de baixa viscosidade de cor azul Elite® HD (Zhermack®, Italy) dentro da infraestrutura (Figura 3 B), e esta foi depois colocada sobre o preparo com uma pressão digital contínua até o assentamento final da infraestrutura. No grupo de controlo continuou-se a aplicar a pressão digital até a polimerização completa do material de impressão (Figura 3 C). No segundo colocou-se um peso de 4,5 kg que exerceu pressão contínua no centro da face oclusal da infraestrutura paralelo ao longo eixo do dente durante 5 minutos (o tempo de polimerização completo indicado pelo fabricante) (Figura 3 D).



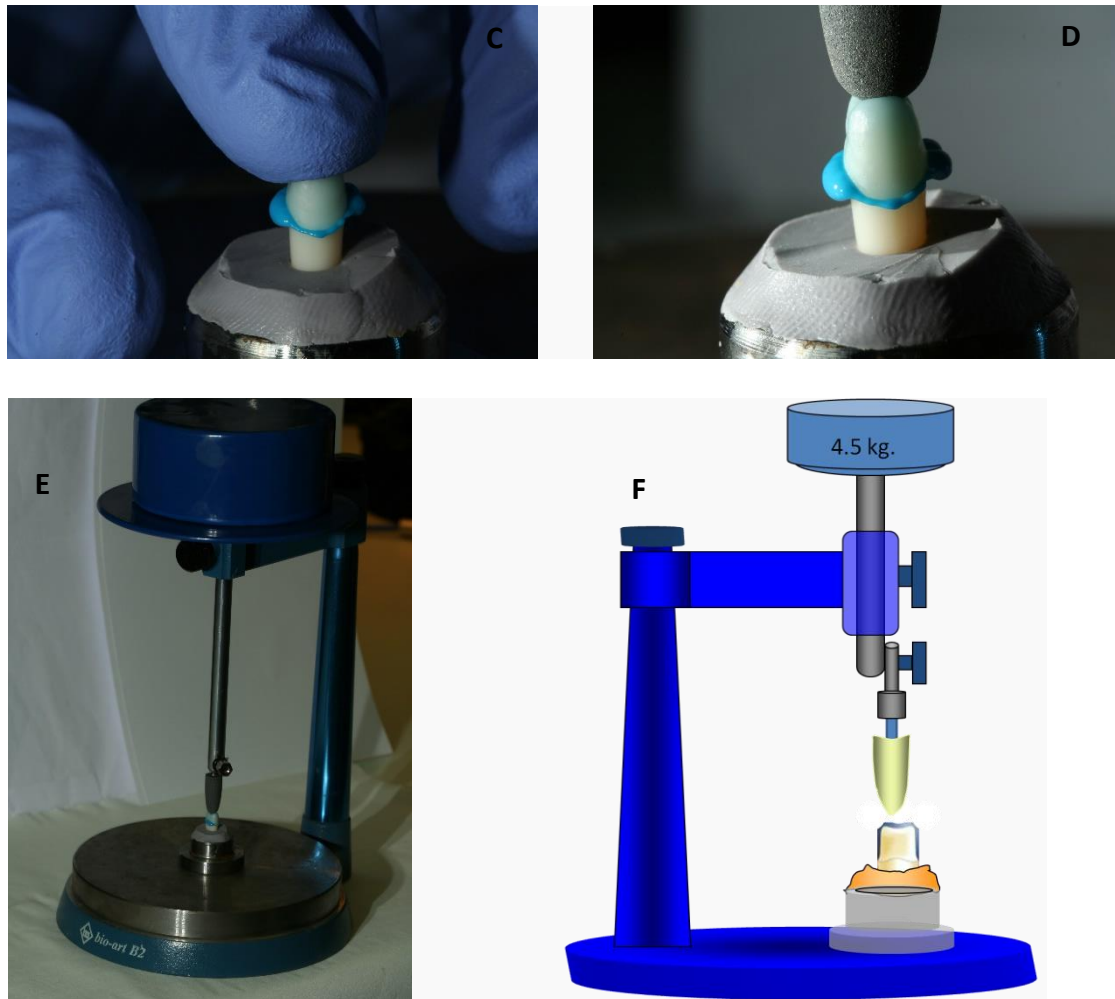


Figura 3 Fabricação da réplica: A) preparo na base; B) colocação do polivinilsiloxano dentro da infraestrutura; C) aplicação de pressão digital sobre a infraestrutura; D,E) aplicação de uma força de 4,5kg sobre a infraestrutura; F) esquema de aplicação da força de 4,5kg sobre a infraestrutura

A infraestrutura foi depois cuidadosamente removida do preparo, deixando uma película do material de impressão sobre o preparo (Figura 4 A). Foi então manipulado o material de impressão de consistência pesada Express™ 2 Putty Soft (3M™ ESPE, Germany) de cor de laranja que foi colocado sobre a primeira película. Após um período de polimerização de 5 minutos foram transferidas as linhas marcadas na base, para o putty e depois o conjunto light/putty foi removido do preparo (Figura 4 B). Efetuaram-se os cortes, nas zonas marcadas, no sentido vestibulo- lingual (Figura 4 C) e mesio-distal (Figura 4 D) com uma lâmina de bisturi nr.11.

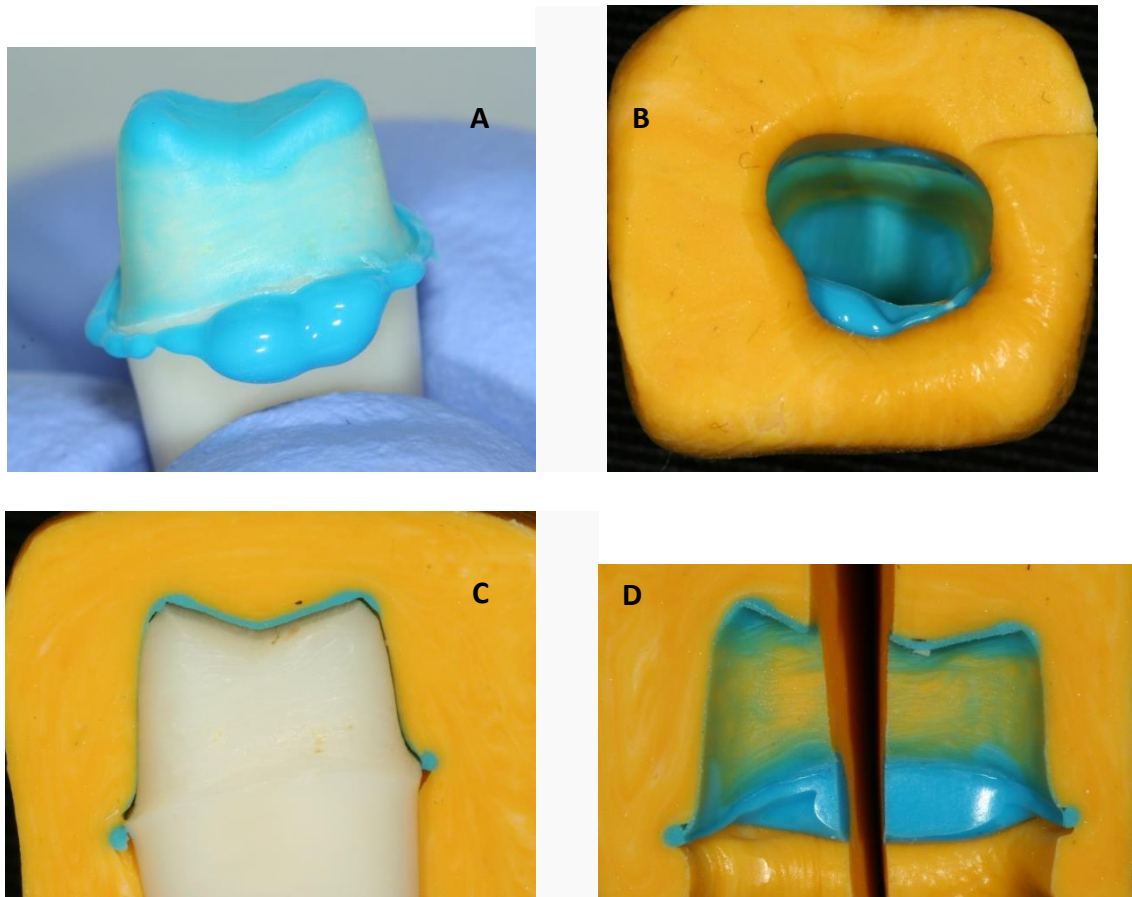


Figura 4 Fabricação e corte da réplica: A) a película do polivinilsiloxano sobre o preparo; B) o conjunto putty/light; C) o corte vestibulo-lingual da réplica; D) corte mesio-distal da réplica.

Os cortes obtidos foram depois analisados pela lupa Leica® MZ6 (Leica®, Germany) com uma ampliação de 40x e as imagens foram fotografadas com a máquina digital Leica® DF 290 HD (Leica®, Germany). Depois com ajuda de programa Image J (National Institute of Health, USA), após uma calibragem, foi medido a espessura da camada do light (por vestibular, palatino, mesial e distal) em várias localizações: 3 pontos na margem (adaptação marginal), 3 na zona de transição da linha de terminação para a margem (zona do chanfro), 3 na parede axial, 3 no angulo axilo-oclusal (cúspide), 3 na face oclusal. Deste modo foram realizadas 60 medições por réplica (15 por cada face) ou 180 medições por infraestrutura (as 3 replicas).

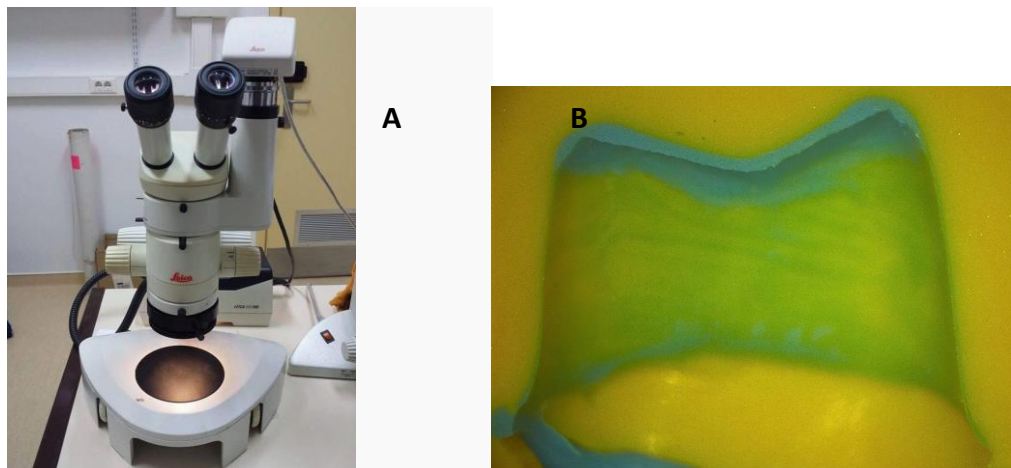


Figura 5 A) a lupa Leica® MZ6 com camera fotográfica Leica® DF 290 HD acoplada; B) uma imagem do corte vestibulo-lingual com ampliação de 20x.

Não foi realizado um estudo estatístico uma vez que se estudou o ajuste de apenas 3 infraestruturas. Foi calculada a média aritmética da cada das 5 regiões da infraestrutura, a partir dos 36 resultados obtidos por região. E no final calculou-se a média total da cada infraestrutura.

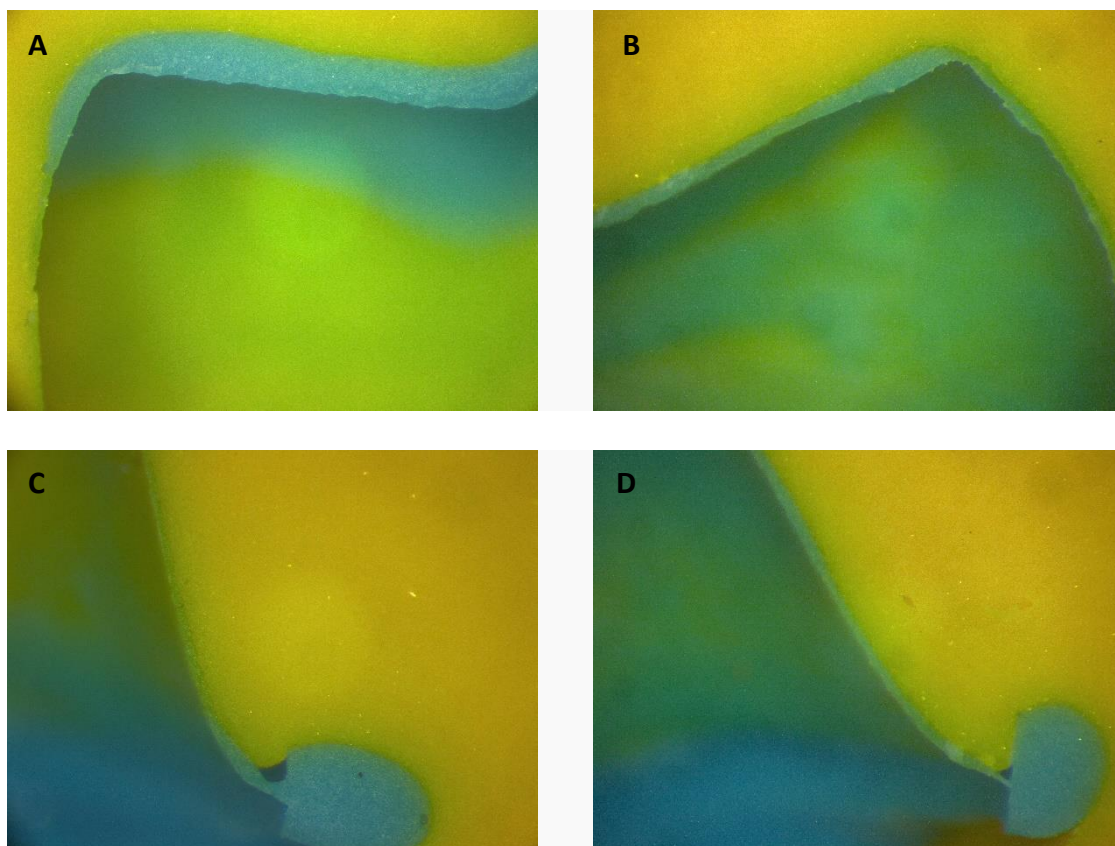
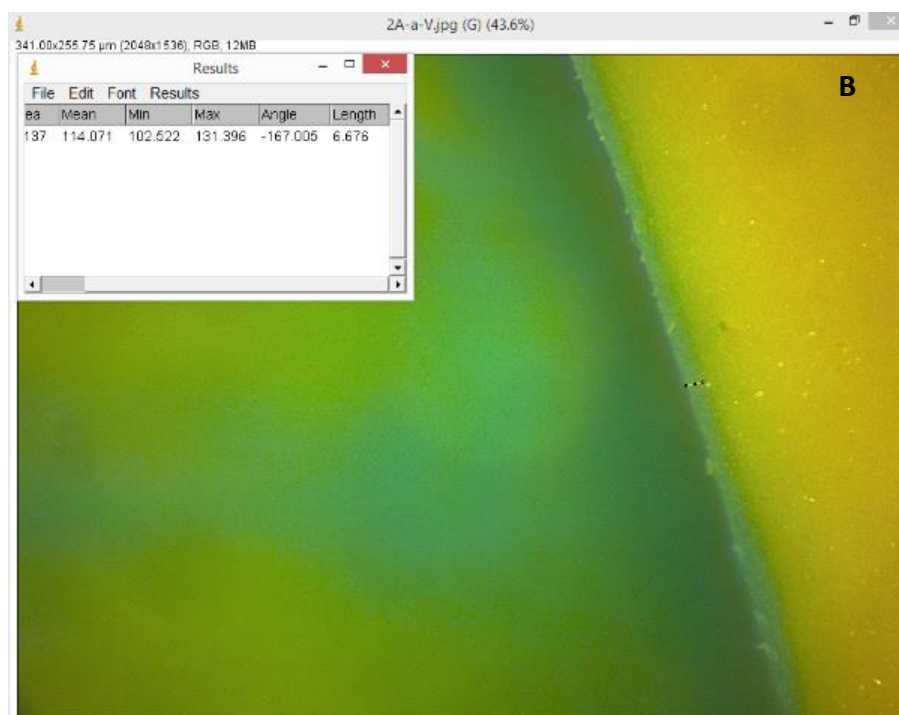
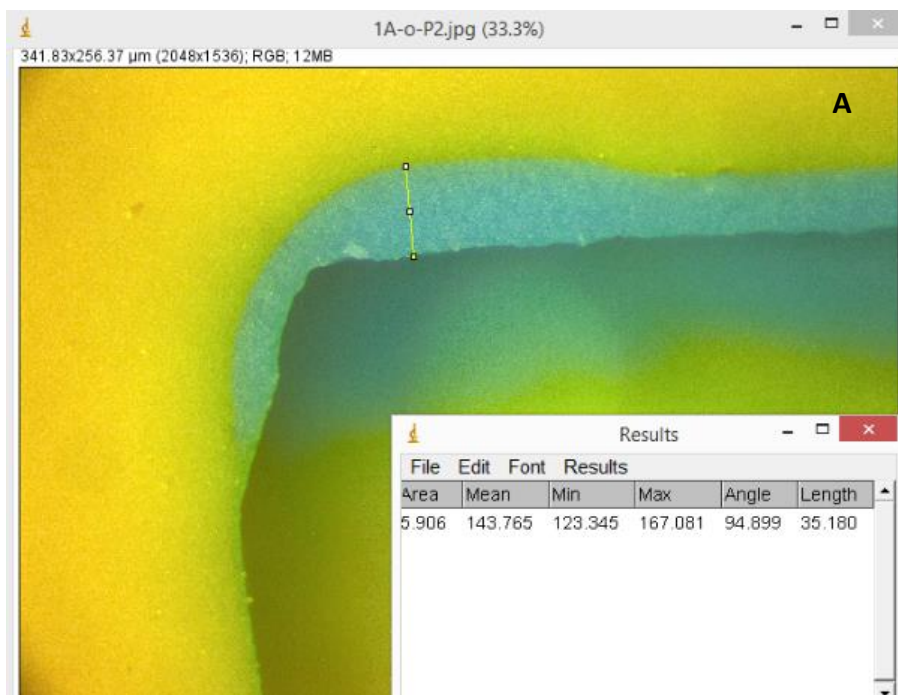


Figura 6 Imagens com ampliação de 40x: A) desajuste na face oclusal da infraestrutura Zenostar; B) desajuste na face oclusal da infraestrutura Lava; C) desajuste marginal da infraestrutura Zenostar; D) desajuste marginal da infraestrutura Lava.



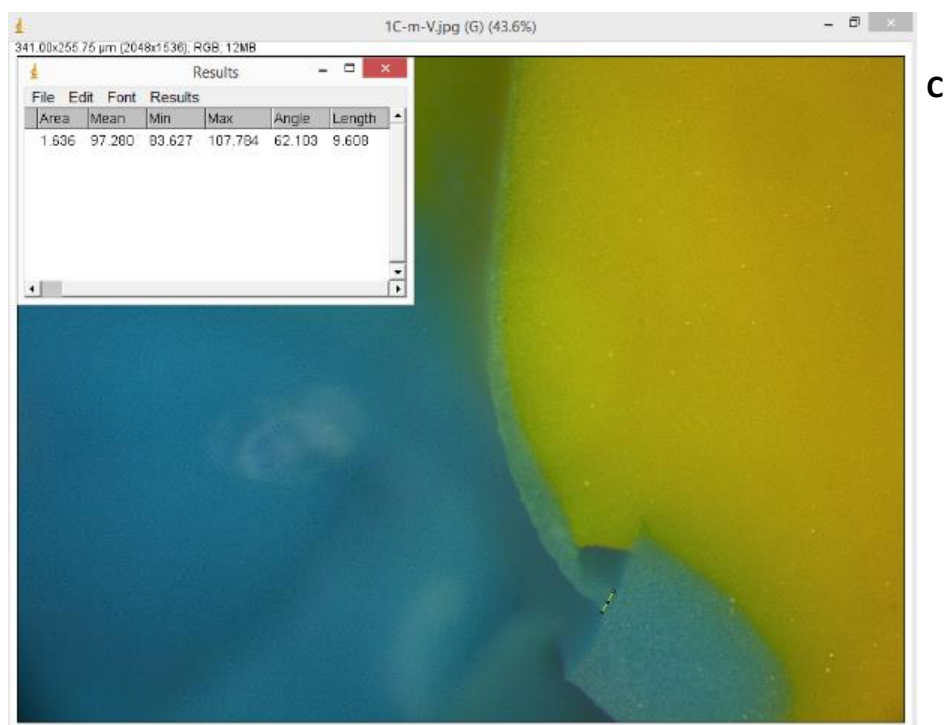


Figura 7 Medição com o software Image J (National Institute of Health,USA), da região: A) oclusal; B)axial; C) marginal.

VII- RESULTADOS

Foi calculada a média aritmética do ajuste de cada infraestrutura e compararam-se as infraestruturas entre elas. O valor medio mais baixo de desajuste marginal foi observado na infraestrutura de Lava 4,825 μm , enquanto as infraestruturas Zenostar T e UPzir obtiveram valores médios semelhantes, 7,275 μm para a primeira e 7,995 μm para a segunda infraestrutura. Os valores medio de desajuste ao nível de linha de terminação foi mais baixo na Lava 7,074 μm e mais alto na UPzir 11,510 μm ; para a Zenostar T o valor medio foi de 9,952 μm . Os valores médios de desajuste na parede axial foram mais baixos nas infraestruturas UPzir 3,815 μm e Zenostar T 4,917 μm , do que na Lava 7,122 μm . O valor medio de desajuste ao nível das cúspides foi muito mais baixo na Lava 10,329 μm , a Zenostar T apresentava valores de 18,786 μm e o valor mais alto foi observado na UPzir 25,242 μm . As infraestruturas de Zenostar T e UPzir também apresentavam valores muito maiores de desajuste ao nível da face oclusal, 27,998 μm e 25,242 μm respetivamente, quando comparadas com os valores da infraestrutura Lava 12,935 μm . O valor de desajuste total foi mais baixo para a Lava 8,457 μm . A Zenostar T e UPzir obtiveram valores muito semelhantes de desajuste total, 13,766 μm e 13,670 μm respetivamente.

Media Desajuste	Zenostar® T	Lava™	UPzir®
Marginal	7,275 μm	4,825 μm	7,995 μm
Linha terminação	9,952 μm	7,074 μm	11,510 μm
Axial	4,971 μm	7,122 μm	3,815 μm
Cúspide	18,786 μm	10,329 μm	19,790 μm
Oclusal	27,998 μm	12,935 μm	25,242 μm
Total	13,766 μm	8,457 μm	13,670 μm

Tabela 1 Valores médios do desajuste das infraestruturas nas réplicas com 4,5kg de pressão.

Os resultados do desajuste total observados nas réplicas realizadas com pressão digital (Zenostar T 14,349 µm; Lava 8,053 µm; UPzir 14,851 µm são semelhantes aos valores das réplicas com peso de 4,5 kg (Zenostar T 13,766 µm; Lava 8,457 µm; UPzir 13,670 µm)

Media Desajuste	Zenostar® T	Lava™	UPzir®
Marginal	8,405 µm	4,524 µm	9,446 µm
Linha terminação	8,945 µm	7,025 µm	10,955 µm
Axial	4,826 µm	6,849 µm	5,595 µm
Cúspide	21,551 µm	10,241 µm	21,057 µm
Oclusal	28,258 µm	11,639 µm	27,204 µm
Total	14,397 µm	8,053 µm	14,851 µm

Tabela 2 Valores médios do desajuste das infraestruturas nas réplicas com pressão digital.

VIII- DISCUSSÃO

A maior parte dos estudos sobre a adaptação das infraestruturas e coroas cerâmicas concentram-se sobre o ajuste marginal, provavelmente por causa do contacto direto desta região com o meio oral. Os autores associavam o sucesso ao longo prazo das próteses fixas com o desajuste marginal. No entanto, não apenas o desajuste marginal que determina a qualidade e o sucesso de uma coroa. Foi observado que o desajuste interno, na parede axial ou na face oclusal, também pode influenciar a longevidade da peça protética.

O efeito da qualidade do preparo sobre a adaptação marginal das coroas cerâmicas fabricadas com sistemas CAD/CAM foi estudada pelo Renne et al., 2012. Os erros mais comuns na preparação incluem as margens com canaletas, os ângulos de linha cervicoaxial agudos, e as linhas de terminação com picos, biseladas ou ondulantes. Estes erros são dificilmente reproduzidos pelo sistema de fresagem de forma adequada, devido ao tamanho e forma dos instrumentos de corte rotativos diamantados. Os autores concluíram que a qualidade do preparo tem um efeito significativo sobre a adaptação marginal, quando as coroas cerâmicas são confeccionadas pelos sistemas CAD/CAM. Os erros mais comuns tem um impacto negativo sobre o desajuste marginal e estes erros são normalmente visíveis a olho nu, e devem ser identificados e corrigidos (Renne et al., 2012). Neste estudo, como o preparo foi realizado em vitro, sem dificuldades de acesso, sem redução da visibilidades e ausência de outros fatores que podiam dificultar a execução do preparo, o talhe foi realizado respeitando as normas para uma coroa cerâmica: uma linha de terminação em chanfro e paredes com inclinação de 12°. Depois o preparo foi observado e polido para eliminar qualquer irregularidade e imperfeição que podia se traduzir na futura má adaptação da infraestrutura.

Vários autores estudaram o efeito da linha de terminação sobre o ajuste marginal das infraestruturas em zircónio confeccionadas pelos sistemas CAD/CAM. Uma linha de terminação adequada pode influenciar o assentamento correto das coroas e portanto pode afetar o ajuste marginal da restauração (Re et al., 2014). Numa revisão sistemática feita pelo Contrepois et al., 2013, o autor observou que os estudos que comparam a linha de terminação em chanfro com a linha de terminação em ombro reto, os melhores resultados de desadaptação marginal foram obtidos pelo primeiro grupo. Nos estudos que compararam a linha de terminação em chanfro com a linha de terminação em ombro

arredondado, a linha de terminação em chanfro apresentou valores médios de desajuste marginal significativamente maiores, do que a linha de terminação em ombro arredondado. Quintas et al., 2004 também afirma que as linhas de terminação mais indicadas para as coroas totalmente cerâmicas são o chanfro e o ombro arredondado. Baig, Tan, & Nicholls, 2010 comparando o desajuste marginal das coroas em zircônio com configuração marginal diferente também não encontrou diferenças significativas entre a linha de terminação em ombro e em chanfro. Re et al., 2014 estudou a influência de linha de terminação sobre a adaptação marginal das coroas em zircônio fabricadas pelo sistema Lava. O autor não encontrou diferenças significativas entre as duas linhas de terminação, no entanto os valores médios de desajuste marginal eram menores para a linha de terminação em ombro (28,4 μm) do que em chanfro (30,2 μm). Ambos os valores são abaixo do limite clinicamente aceitáveis de 120 μm . Euán et al., 2014 comparando as diferentes técnicas de CAD/CAM e o tipo de linha de terminação concluiu que o tipo de linha de terminação tem influência na adaptação marginal das coroas de zircônio. O desajuste marginal era significativamente maior nos preparos com a linha de terminação em chanfro (64,07 μm) do que em ombro arredondado (52,67 μm) quando as coroas eram fabricados pelo sistema Lava que digitalizava os modelos de gesso. Os valores de desajuste marginal eram significativamente mais baixos quando as coroas eram fabricadas pelo sistema Lava que digitalizava os preparos intra-oralmente, mas sem diferença significativa entre os preparos com linha de terminação em chanfro (18,46 μm) e em ombro arredondado (14,99 μm).

Giannetopoulos, Van Noort, & Tsitrou, 2010 estudou o efeito da linha de terminação e do tipo de sistema CAD/CAM sobre a integridade marginal das infraestruturas cerâmicas. Os autores observaram que os defeitos marginais das infraestruturas em cerâmica são mais frequentes nos dentes com preparações mais conservadoras, com margens em bisel acudo, do que nas margens com um bisel mínimo (em ombro reto). Diferentes sistemas CAD/CAM com processos de fresagem diferentes, podem produzir restaurações com diferentes quantidades de delaminação marginal, principalmente evidente nas margens em bisel agudo (superior a 60°).

Os resultados também podiam ser influenciada pela angulação do preparo. Contrepolis et al., 2013 definiu a angulação do preparo como o ângulo formado entre as superfícies axiais do preparo e o longo eixo do dente e o ângulo de convergência oclusal entre duas superfícies axiais do preparo, cujo valor é dobro ao do ângulo do preparo. O autor

observou que normalmente a angulação do preparo não afeta a adaptação marginal das coroas confeccionadas pelos sistemas CAD/CAM. No entanto a cimentação das coroas sobre os preparos com uma angulação reduzida pode aumentar a pressão hidráulica e dificultar a saída dos excessos de cimento. No entanto, Rinke et al., 2012 recomenda talhar os dentes com uma angulação das paredes axiais de 12° para obter um melhor ajuste marginal das infraestruturas confeccionadas pelos sistemas CAD/CAM.

Moldovan, Luthardt, Corcodel, & Rudolph, 2011 afirma que os valores do desajuste interno das coroas de zircônio feitas pelos sistemas CAD/CAM podem variar consoante o tipo de dente. Sendo os valores médios maiores nos molares 134 µm, do que nos pré-molares 93 µm. Kokubo, Tsumita, Kano, Sakurai, & Fukushima, 2011 também estudou a influência do tipo de dente sobre a adaptação interna das coroas em zircônio. O autor não encontrou diferenças significativas entre os grupos dos dentes. No entanto observou que os dentes posteriores tendem ter valores mais altos de desajuste interno do que os dentes anteriores. Grenade, Mainjot, & Vanheusden, 2011 afirma que o tipo de dente pode influenciar significativamente o ajuste interno das infraestruturas de zircônio mas não o desajuste marginal. Os incisivos e os pré-molares apresentam valores médios de desajuste interno significativamente inferiores aos molares. Uma das explicações pode ser o volume das infraestruturas, quanto maior for o volume, maior será a contração durante o processo de sinterização. Portanto a variação dos resultados entre este estudo e outras investigações na literatura, pode ser explicada pelo tipo do dente utilizado na experiência. Seleccionamos o pré-molar superior uma vez que apresenta um fator de erro menor.

Um fator importante que pode influenciar a adaptação interna das coroas e o tipo de leitura do preparo. Existem varias formas de fazer a digitalização do preparo como, a digitalização do modelo em gesso das arcadas dentárias e do turquel, a digitalização direta das impressões, sem necessidade de vazar ao gesso, e recentemente a digitalização intraoral das arcadas e do preparo, dispensando a realização de impressões. As técnicas convencionais que usam materiais de impressão confere maior precisão e pode fornecer dados de alta qualidade, no entanto também pode ser uma fonte de erros, quando o material de impressão fica rasgada, quando apresenta restos (detritos), e a dificuldade de reproduzir as margens do preparo ou a ausência do material de impressão nas zonas estrategicamente importantes (Gherlone et al., 2014). Neste estudo a utilização do modelo de estudo dentário traz varias vantagens, relativamente aos estudos que utilizam dados recolhidos aos dentes dos pacientes através de impressões convencionais ou das

impressões digitais intraorais, como a ausência da saliva e sangue durante a impressão ou de erros na leitura do preparo relacionadas com as impressões (a rasgagem da impressão, presença de restos dentários ou/e da placa), permite uma melhor leitura da linha de terminação do preparo por ausência de gengiva e a possibilidade de remoção do turquel. O modelo de estudo dentário permite também evitar os erros provocados pela instabilidade dimensional dos materiais de impressão e pelas variações dimensionais dos modelos em gesso. Também a utilização dos dentes artificiais tem com vantagem a ausência de variações anatómicas nos dentes naturais, a ausência de limitações de acesso ao dente para realizar o preparo, permite um melhor controlo na execução do talho permitindo fazer preparos mais próximo de ideal.

Os erros podem aparecer em qualquer etapa da produção das infraestruturas quando são confeccionadas pelos sistemas CAD/CAM, desde a tomada de impressões, ao fabrico dos modelos e do turquel em gesso, a digitalização extraoral e intraoral, o design e a fresagem. Também as diferenças das propriedades dos materiais como a contração durante o processo de sinterização e a estabilidade dimensional podem ser responsável pela variação dos valores de desajustes internos entre vários sistemas CAD/CAM (Kohorst et al., 2011; Moldovan et al., 2011; Yildiz et al., 2013). Os diferentes sistemas de digitalização como os diferentes sistemas de fresagem tem um impacto na precisão marginal das infraestruturas em zircónio (Rinke et al., 2012). Existem vários fatores que podem contribuir ao aparecimento de desajuste marginais e internos das infraestruturas em zircónio fabricadas pelos sistemas CAD/CAM. Uma delas é o tipo de material utilizado. A fresagem dos blocos de zircónio denso (sinterizado) permite obter infraestruturas com alta precisão dimensional e ajuste marginal. No entanto este processo estraga mais os elementos cortantes da máquina fresadora, deste modo reduzindo-se a precisão das restaurações seguintes. Outros sistemas utilizam zircónio semi-sinterizado num estado poroso, que é fresado facilmente pelas máquinas de fresagem, mas que necessita de um processo de sinterização, para a infraestrutura obter a sua dimensão final. As infraestruturas podem perder entre 15-30% de volume, com a contração provocada pelo processo de sinterização. Mesmo se compensada pelos softwares durante a fase de design esta variação de volume pode contribuir para o aumento do desajuste da infraestrutura (Kohorst et al., 2011; Yildiz et al., 2013). Todas as infraestruturas neste estudo foram confeccionadas a partir de blocos de zircónio semi-sinterizado, portanto não é de esperar que as variações de ajuste entre as peças protéticas sejam causadas pela

contração induzida pelo processo de sinterização. A variação no ajuste das infraestruturas pode ser influenciado pelas máquinas de fresagem utilizadas no estudo uma vez que apresentavam número de eixos diferentes. A fresadora da Lava™ Form tem 3 eixos e a fresadora do Wieland Zeno® 4030 M tem 4 eixos. Bosch, Ender, & Mehl, 2014 afirma que o tipo da máquina fresadora afeta significativamente o ajuste das coroas. Sendo o ajuste melhor, mais verídico, quando é utilizada uma fresadora de 5 eixos do que uma de 4 eixos. Também um instrumento rotatório com diâmetro menor resulta num processo de fresagem mais preciso. Também os dois sistemas CAD/CAM usaram máquinas digitalizadoras diferentes Lava™ Scan ST e 3Shape™ D 200 do Wieland, podendo haver diferença na leitura do preparo ou na reprodução 3D do preparo. A pulverização de pó sobre a superfície do turquel, antes de ser digitalizado, pode introduzir artefactos e consequentemente alguns erros na leitura. Também não se sabe se os softwares CAD, na realização do design das infraestruturas, podem afetar a adaptação final das peças protéticas (Bosch et al., 2014; Kuhn et al., 2015).

Temos de ter em conta que o desajuste marginal pode variar em certos pontos ao longo da margem da infraestruturas. Pode haver pequenas assimetrias na margem induzidas pelo processo de fresagem, de sinterização, ou de ajuste marginal feito pelo protésico (Baig et al., 2010). Todas as infraestruturas neste estudo foram fabricadas com excesso marginal pelos sistemas CAD/CAM. Um técnico de prótese realizou o ajuste marginal das infraestruturas usando as mesmas brocas, para evitar ao máximo possível a existência de variações. Contudo não se sabe como esta intervenção podia influenciar o desajuste marginal da infraestrutura. Segundo Contrepolis et al., 2013 existem 4 fatores que influenciam o ajuste marginal das coroas cerâmicas: a configuração da linha de terminação, a espessura do espaço para o cimento, o processo de revestimento da infraestrutura com porcelana e a cimentação da coroa. Kuhn et al., 2015 afirma que existe uma variedade de fatores que podem influenciar o ajuste das coroas cerâmicas feitas pelos sistemas CAD/CAM: como o tipo de material das infraestruturas, o tipo de sistema CAD/CAM e a técnica utilizada na fabricação, a largura do espaço do cimento, o tipo de dente, o ângulo de convergência das paredes axiais do preparo, a altura do preparo e a configuração da linha de terminação.

A diferença dos resultados do ajuste entre vários estudos podem ser causado por vários fatores. Um deles é a largura do espaço do cimento, que normalmente esta a variar do estudo para estudo e que pode influenciar o ajuste final da peça protética. O espaço para

o cimento é necessário para permitir o bom assentamento da coroa e proporciona espaço suficiente para o cimento fluir durante o processo de cimentação. Os sistemas CAD/CAM tem alguma dificuldade em respeitar os valores do espaço do cimento definido pelo software durante a fase de design da coroa. (Liliana G. May et al., 2012). Mously et al., 2014 estudou, com ajuda do micro-tomografiacomputerizada, o efeito da espessura do cimento sobre o desajuste interno das coroas de disilicato de lítio feitas pelos sistemas CAD/CAM. Comparando o desajuste entre as coroas com espaço de cimento de 30, 60 e 100 μm , concluiu que o grupo de coroas de 30 μm apresentou valores médios significativamente inferiores de desajuste ao nível de parede axial do que o grupo de 60 μm e do grupo de 100 μm . No entanto os valores médios de desajuste oclusal foram inferiores no grupo de 60 μm do que do grupo de 30 μm e do grupo de 100 μm . Os valores médios de desajuste marginal vertical foram inferiores no grupo de 100 μm do que do grupo de 30 μm e do grupo de 60 μm . O autor recomendou a utilização de uma largura de 30 ou 60 μm para o espaço do cimento quando as coroas são confeccionadas pelo sistema CAD/CAM. No entanto os resultados obtidos pelo autor, para o grupo com a espessura da camada do cimento de 30 μm , foram muito acima dos valores médios de desajuste observados no nosso estudo em todas as zonas analisadas. Re et al., 2014 citou a 8ª Especificação da ADA (American Dental Association) que estipula que para as restaurações com coroas em cerâmica a espessura da camada do cimento de fosfato de zinco de Tipo I (com partículas de tamanho pequeno) não deve ultrapassar 25 μm ou não ultrapassar 40 μm de espessura quando é usado um cimento de Tipo II (com partículas de tamanho medio). Sugerindo que o desajuste marginal para as restaurações cimentadas pode variar entre 25 a 40 μm , mas afirmou que estes valores são dificilmente alcançados clinicamente. Todas as 3 infraestruturas no estudo atual conseguiram obter valores abaixo dos valores máximos recomendados de 25 a 40 μm de espessura da camada do cimento em coroas cerâmicas.

Existem na literatura várias técnicas possíveis para a medição da adaptação das infraestruturas como a técnica de cortes transversais, a observação direta das margens da infraestruturas com microscópio ou com lupa, a técnica da replica em silicone, a técnica videografia com laser, perfilometria, microtomografias com raios x, etc (Contrepolis et al., 2013; Kohorst et al., 2011). Neste estudo foi utilizado a técnica de réplica em silicone para medir o desajuste marginal e interno das infraestruturas em zircônio. Esta técnica é muito utilizada pelos investigadores para medir o ajuste das próteses fixas, sendo uma

técnica confiável, bastante simples de realizar tanto em vivo como em vitro e também é uma técnica conservadora, que permite preservar as infraestruturas e os turqueis. Uma desvantagem desta técnica é que fornece informação relativamente ao desajuste apenas em duas dimensões (2D). Também a realização de cortes da réplica pode modificar e danificar a película de silicone, que pode refletir-se no resultado final. (Colpani et al., 2013; Contrepolis et al., 2013; Grenade et al., 2011; Kohorst et al., 2011; Kuhn et al., 2015)

Neste estudo, durante a realização da réplica de silicone foi aplicada sobre a infraestrutura uma força contínua de 4,5 kg, no entanto a força aplicada varia muito do estudo para estudo: alguns autores exerceram apenas a pressão digital (Kokubo, Tsumita, Kano, Sakurai, et al., 2011; Tamac et al., 2014), outros aplicaram uma força de 5N (Koren, 2013), 20N (Colpani et al., 2013; Kuhn et al., 2015), 50N (Bindl & Mörmann, 2005; Kohorst et al., 2011; Martins et al., 2012), 137N (Renne et al., 2012), 2kg (Lima, 2005) e 5 kg (Martins et al., 2012). Tamac et al., 2014 afirma que as diferenças das forças aplicadas sobre a infraestrutura não afetam significativamente a espessura da película de silicone. Para confirmar os resultados obtidos, realizamos também uma medição de cada infraestrutura exercendo apenas uma pressão digital. Havia a dúvida se a pressão de 4,5kg exercida sobre a infraestrutura podia afetar os valores do desajuste das infraestruturas. Foi considerado o grupo de pressão digital como grupo de controlo, uma vez que é a pressão que muitas vezes os clínicos utilizam na cimentação das coroas. Não se encontrou uma grande diferença entre os resultados. Para a pressão contínua com um peso de 4,5 kg os valores médios de desajuste total foram de 13,766 µm na infraestrutura Zenostar T, de 8,457 µm na Lava e 13,670 µm na UPzir e para a pressão digital os valores de desajuste total foram de 14,397 µm, 8,053 µm e 14,851 µm respetivamente. Podendo-se concluir que a pressão exercida sobre a infraestrutura durante a execução da réplica do espaço do cimento não afeta os valores médios finais do ajuste.

Uma das limitações da técnica de replicação é a realização de medições do ajuste em pontos específicos, que podem não refletir o verdadeiro desajuste total da infraestrutura. Não existe consenso na literatura relativamente ao número de medições necessários por infraestrutura, para analisar o desajuste total da infraestrutura. Uma vez que o preparo e as infraestruturas são estruturas 3D, o espaço de desajuste interno pode variar de uma localização para a outra, portanto a medição numa certa localização pode não refletir o desajuste total da infraestrutura. Alguns autores sugeriram a realização de

aproximadamente de 50 medições por estrutura para avaliar corretamente o desajuste marginal enquanto outros afirmam que 18 medições são suficientes para a realização das experiências em vitro e 90 para as experiências em vivo, a partir de impressões orais (Contrepolis et al., 2013; Groten et al., 2000; Kohorst et al., 2011; Kuhn et al., 2015). Neste estudo foram realizados 3 réplicas por cada infraestrutura, e cada réplica foi analisada em 60 localizações diferentes, portanto por cada infraestrutura realizaram-se 180 medições. Na medição de uma só réplica podiam escapar alguns pontos numa determinada localização e portanto a informação obtida do ajuste nesta zona podia ser menos precisa. O número elevado de medições permite obter uma informação mais fidedigna sobre a adaptação da infraestrutura, uma vez que englobe mais pontos e localizações, dando uma imagem mais próxima do verdadeiro desajuste da peça. Também a realização de várias réplicas do espaço do cimento diminui o risco de haver uma zona mal lida, por um erro na replicação ou no corte da mesma.

Os valores médios de desajuste marginal calculado em todas as 3 infraestruturas (Zenostar T 7,275 μm ; Lava 4,825 μm e UPzir 7,995 μm) são muito inferiores aos valores normalmente encontrados na literatura para as infraestruturas em zircônio fabricadas pelos sistemas CAD/CAM. Observou-se que os valores médios do desajuste marginal eram muito semelhantes nas infraestruturas confeccionadas pelo sistema 3Shape do Wieland (Zenostar T e UPzir) e que estes valores eram ligeiramente superiores aos valores da infraestrutura do sistema Lava. Baig et al., 2010 afirma que desajuste marginal mais observado nas coroas em zircônio (3Y-TZP) é no intervalo entre 40 μm a 160 μm . Sriakula, Babu, Rajesh, Saiprasad, & Raju, 2014 comparou a adaptação marginal das infraestruturas em zircônio fabricadas por 4 sistemas CAD/CAM diferentes (Lava, Procera, Cerec, Cercon) e observaram que as infraestruturas do sistema Lava apresentaram o valor médio mais baixo de desajuste marginal (36,050 μm), do que Cerec (47,804 μm), Cercon (55,786 μm) e Procera (64,077 μm). Todos os 4 sistemas CAD/CAM estudadas apresentavam os valores médio de desajuste marginal das infraestruturas em zircônio dentro dos limites clinicamente aceitáveis. Pak et al., 2010 afirmou que o ajuste marginal das coroas cerâmicas confeccionada pelo sistema Lava, nos dentes anteriores e posteriores com a linha de terminação em chanfro, pode variar entre 40 e 70 μm . Os resultados obtidos neste estudo estão de acordo com as conclusões dos outros investigadores que afirmaram que os sistemas CAD/CAM são capazes de fabricar

infraestruturas e coroas com valores médios de desajuste marginal muito abaixo do valor do limite clinicamente aceitável de 120 μm .

Mesmo os valores do ajuste ao nível da parede axial (Zenostar T 4,971 μm ; Lava 7,122 μm ; UPzir 3,815 μm) e na face oclusal (Zenostar T 27,998 μm ; Lava 12,935 μm ; UPzir 25,242 μm) das 3 infraestruturas eram mais baixos do que os valores normalmente encontrados na literatura. Martins et al., 2012 estudando as coroas de o zircônio policristalino tetragonal parcialmente estabilizado com ítrio (3Y-TZP) obteve resultados de desadaptação ao nível da parede axial de (83,93 μm) que eram significativamente inferiores a desadaptação oclusal (180,90 μm) e a desadaptação total (132,54 μm). Ardekani, Ahangari, & Farahi, 2012 obteve valores médios de desajuste marginal de 46,67 μm , ao nível de parede axial os valores eram de 53,67 μm , e o desajuste oclusal de 118,81 μm . Lins, Bemfica, Queiroz, & Canabarro, 2015 estudou a adaptação marginal das infraestruturas em zircônio confeccionadas pelo sistema Lava, utilizando a técnica seccional, onde infraestruturas são cortadas depois de cimentação. A camada do cimento foram analisada ao microscópio com uma ampliação de 100 vezes. O valor médio de desajuste interno total foi de 69,4 μm , sendo o desajuste maior ao nível oclusal 97,2 μm . Os valores do desajuste marginal foram de 34,2 μm , e de 70 μm para o desajuste marginal absoluto. Yildiz et al., 2013 estudou a adaptação das infraestruturas fabricadas pelo sistema CAD/CAM Lava e obteve valores de desajuste marginal de 89,26 μm , o desajuste ao nível de parede axial de 106,21 μm e de 240,3 μm de desajuste oclusal.

Observamos que em todas as infraestruturas os valores médios do desajuste ao nível oclusal são maiores do que em outras zonas. Principalmente nas 2 infraestruturas, Zenostar T e UPzir, fabricadas pelo sistema CAD/CAM 3Shape™ do Wieland, onde os valores do desajuste oclusal de 27,998 μm e 25,242 μm respectivamente, eram de 3,5 vezes maiores do que o desajuste na zona marginal e quase 6 vezes maiores do que o desajuste ao nível de parede axial. Observamos também que os valores médios de ajuste oclusal da infraestruturas feitas pelo sistema 3Shape™ (Zenostar e UPzir) eram duas vezes maiores aos valores médio da infraestrutura fabricada pelo sistema Lava™ 12,935 μm . Ardekani et al., 2012 e Yildiz et al., 2013 explicam que os valores maiores de desajuste internos relativamente ao desajuste marginal das infraestruturas de zircônio fabricadas pelo sistema CAD/CAM pode ser causado tanto pelo processo de fresagem, como pela forma do preparo. Nas zonas do preparo mais estreitas do que o diâmetro da broca mais pequena da máquina fresadora, vai se remover mais material do que necessário, provocando um

desajuste interno maior de que previsto. Outra fonte de erros é o desgaste dos elementos rotatórios das máquinas de fresagem. Durante o processo de fresagem as brocas podem perder partículas de diamante, reduzindo-se o radio das brocas e com isto reduz-se a precisão da fresagem. Yildiz et al., 2013 afirma que os valores maiores de desajuste ao nível oclusal pode ser provocado pela contração durante a sinterização, apos o processo de fresagem das infraestruturas em zircônio. Kokubo, Tsumita, Kano, Sakurai, et al., 2011 estudando a adaptação interna das coroas em zircônio observou que o maior desajuste era na zona do ombro arredondado e a na zona oclusal. Nos pré-molares os valores médios de desajuste na zona de ombro arredondado eram de 193,4 μm e 156,0 μm na zona oclusal. O desajuste oclusal interno das coroas cerâmicas feitas pelos sistemas CAD/CAM podem variar ao longo da superfície oclusal do preparo, sendo maior ao nível da fossa do que nas pontas das cúspides (Liliana G. May et al., 2012). No entanto neste estudo foi observado em todas as infraestruturas um desajuste maior ao nível do vértice perto da ponta da cúspide, do que na fossa central, possivelmente as pontas das cúspides são zonas mais estreitas e de difícil acesso para os elementos cortantes da fresadora.

Uma das limitações deste estudo é ausência de medições na adaptação final das coroas, apos o revestimento em porcelana das infraestruturas em zircônio. Os valores obtidos não representa o valor de desajuste marginal da coroa final, uma vez que o processo de revestimento de com porcelana das infraestruturas, e os novos ciclos de queima podem introduzir alterações ao nível de adaptação marginal das coroas. Pak et al., 2010 estudou o efeito do recobrimento com porcelana das infraestruturas e o tipo de material (e sistema CAD/CAM), zircônio parcialmente ou totalmente sinteterizado, sobre o desajuste marginal das coroas. Não foram encontrados nenhuma diferença significativa de desajuste marginal entre os dois materiais (e sistemas CAD/CAM). Para o zircônio parcialmente sinteterizado do sistema Lava o valor medio de desajuste foi de 62,22 μm e para o zircônio totalmente sinteterizado do sistema Digident o valor medio de desajuste foi de 61,52 μm . O processo de revestimento com porcelana aumentou significativamente o desajuste marginal nos dois materiais (sistemas CAD/CAM), o zircônio parcialmente sinteterizado do sistema Lava para 82,03 μm e o zircônio totalmente sinteterizado do sistema Digident para 83,15 μm , mas com valores médios dentro dos níveis clinicamente aceitáveis. O autor explicou que estas diferenças podem ser causadas pela contração da porcelana de revestimento que provoca forças de compressão sobre as infraestruturas causando deformações ao longo da circunferência marginal das infraestruturas.

Contrepolis et al., 2013 recomenda, para se aproximar mais das condições clínicas, realizar as medições do ajuste após a conclusão da coroa. O autor também propõe comparar o ajuste das coroas feitas de uma única camada de cerâmica e das coroas cerâmicas estratificadas. No entanto Quintas et al., 2004 afirma que o recobrimento com porcelana das infraestruturas não afeta significativamente a adaptação marginal das coroas totalmente cerâmicas. Também Grenade et al., 2011 conclui que a avaliação das infraestruturas pode refletir o ajuste final das coroas cerâmicas, permitindo deste modo medir o ajuste das infraestruturas sem recobrimento com porcelana.

Também o desajuste marginal pode aumentar após a cimentação das coroas cerâmicas. Quintas et al., 2004 estudou o desajuste marginal de coroas cerâmicas antes e depois da cimentação. O autor conclui que qualquer seja o material das coroas, a técnica de fabricação e o tipo de cimento, o desajuste marginal das coroas sempre aumenta após a cimentação.

As coroas estão expostas ao meio oral com exposição contínua às cargas mecânicas, às mudanças de temperatura, à humidade e às enzimas bacterianas presentes na saliva que podem provocar alterações dimensionais dos materiais dentários. Uma das preocupações com a desadaptação marginal é a acumulação de placa nesta zona, e consequentemente aumentando o risco de aparecimento de microinfiltração marginal, risco de cárie e de problemas periodontais (Felton, Kanoy, Bayne, & Wirthman, 1991; Herrera et al., 2012; Rossetti et al., 2008). Contudo, Rossetti et al., 2008 afirmou que a correlação entre a adaptação marginal das coroas com a microinfiltração marginal é muito fraca. Herrera et al., 2012 também não observou uma associação entre o desajuste marginal das coroas cerâmicas feitas pelos sistemas CAD/CAM e a microinfiltração marginal. Os desajustes marginais podem abrigar bactérias que podem provocar cáries e doenças periodontais, mas o risco depende de outros fatores como a dieta, o tempo e a higiene do paciente. Um desajuste marginal maior pode expor o cimento ao meio oral, quanto maior for o desajuste marginal maior será a taxa de dissociação do cimento (Ardekani et al., 2012; Re et al., 2014). Rungruanganunt, Kelly, & Adams, 2010 afirma que não há relação direta entre a largura do desajuste marginal e aparecimentos das cáries secundárias. O desajuste marginal foi associado com o aparecimento de gengivite e com o aumento de fluido crevicular, mas não com o aparecimento das bolsas periodontais, portanto não é um indicativo da longevidade clínica das restaurações (Felton et al., 1991; Liliana G. May et al., 2012; Rungruanganunt et al., 2010).

Baig afirma que os desajustes marginais podem contribuir ao aparecimento das caries secundárias. Após um período de 3 anos, 10,9% das coroas em zircônio feitas pelos sistemas CAD/CAM cimentadas com cimentos resinosos apresentavam caries secundárias e 21,7% após um período de 5 anos. Quanto maior é o desajuste marginal, mais rápida é a taxa de dissolução do cimento (Baig et al., 2010).

Rosentritt et al., 2009 tentou correlacionar o desajuste interno com a delaminação da porcelana de revestimento das coroas com infraestrutura em zircônio. O autor concluiu que o ajuste interno tem influência apenas sobre a espessura do cimento e não sobre o tipo e a superfície de contacto da porcelana com os dentes antagonistas. A camada do cimento pode funcionar com um amortecedor: quando mais espessa é a camada do cimento, maior será a absorção das cargas oclusais pelo cimento, diminuindo o stress sobre a porcelana no ponto de contacto, diminuindo em consequência o desgaste da coroa e o aparecimento e a propagação das fissuras.

Os valores altos de desajuste oclusal podem causar uma diminuição de resistência à fratura das coroas cerâmicas. Um desajuste oclusal maior significa que vai ser usada uma camada mais espessa de cimento, que pode aumentar o stress sobre a cerâmica, tanto pela diferença do módulo de elasticidade entre a cerâmica e o cimento como pela contração de polimerização, no caso dos cimentos resinosos, podendo influenciar significativamente a longevidade das coroas cerâmicas. Os valores médios de desajuste oclusal mais encontrados rodam a volta de 100 a 200 μm (Liliana G. May et al., 2012; Rungruanganunt et al., 2010). As cargas suportadas pelas coroas dos molares diminuem duas vezes quando os valores médios de desajuste oclusal são de 500 μm , quando comparados com os desajustes de 50 μm (Rungruanganunt et al., 2010). A tensão de tração provocada pela contração de polimerização do cimento resinoso sobre as coroas cerâmicas aumenta cerca de 8 vezes, quando a espessura do cimento é aumentada de 50 μm para 500 μm , sendo a linha do ângulo axilo-oclusal interno a zona de maior stress das coroas cerâmicas. Portanto, a espessura do cimento na superfície oclusal e a contração de polimerização são fatores importantes para a resistência ao longo tempo das coroas cerâmicas. Também quanto maior for a espessura do cimento maior será a probabilidade de falhar a adesão das coroas (Liliana G. May et al., 2012; Liliana G. May & Kelly, 2013). As coroas de cerâmica que apresentam na zona oclusal uma camada de cimento com espessura de 500 μm são cerca de 1,6 vezes menos resistentes do que aqueles com uma camada de cimento 50 μm . A espessura de cimento ao nível oclusal deve ser tão fina

quanto possível de modo a minimizar o efeito sobre a resistência de coroas cerâmicas (L.G. May, Kelly, Bottino, & Hill, 2011). Uma condição bem respeitada em todas as 3 infraestruturas confeccionadas pelos 2 sistemas CAD/CAM, permitindo pressupor que a camada do cimento resinoso não vai afetar negativamente a resistência a fratura das coroas finais.

O espaço do cimento ao nível da parede axial pode afetar a retenção das coroas cerâmicas, uma espessura do cimento demasiado fina pode reduzir a retenção das coroas (Rungruangnunt et al., 2010). Baig et al., 2010 afirma que as coroas cerâmicas com desajustes menores ao nível axial e marginal resistem melhor as forças de compressão. O desajuste ao nível de parede axial e na face oclusal pode reduzir a resistência a fratura das coroas totalmente cerâmicas (Ardekani et al., 2012). Son et al., 2012 estudou o efeito do aumento do desajuste interno e dos diferentes tipos de cimentos, sobre a retenção das infraestruturas em zircónio. O autor conclui que o aumento da largura do desajuste interno desde 40 μm para 160 μm não afeta a quantidade de retenção das infraestruturas, quando são usados cimentos autoadesivos de resina ou cimentos de ionómero de vidro modificados por resina. Yildiz et al., 2013 afirma que as coroas totalmente cerâmicas aprestam uma maior resistência a fratura quando a espessura do cimento ao nível da parede axial é de 73 μm e quando a espessura é aumentada para 122 μm há uma redução da resistência a fratura sem nenhuma vantagem no assentamento da coroa. Portanto é de esperar que os valores baixos de desajuste no parede axial das 3 infraestruturas não vão afetar a resistência das coroas finais, no entanto poe-se em questão a retenção das coroas, uma vez que a espessura da camada do cimento pode ser insuficiente para assegurar uma boa retenção. Mously et al., 2014 afirma que consegue-se o melhor desempenho do cimento resinoso quando a espessura deste na parede axial é de 50 μm a 100 μm .

Um outro fator que podia explicar a diferença dos resultados obtidos neste estudo com outros estudos semelhantes é o tipo de microscópio utilizado, o tipo de ampliação, e o software utilizado na avaliação e no cálculo da camada do light.

Uma das limitações deste estudo é o número reduzido de infraestruturas realizadas em cada material impossibilitando a execução de uma comparação estatística entre elas. Não se sabe se os valores obtidos representam o verdadeiro ajuste da infraestrutura conseguido pelo material e pelo sistema CAD/CAM. No entanto observou-se alguma diferença entre os dois sistemas CAD/CAM. O sistema CAD/CAM de Lava™ obteve resultados de desajuste interno menores quase em todas as localizações, exceto na região axial, do que

as infraestruturas confeccionadas pelo sistema 3Shape™ (Zenostar T e UPzir). Também o sistema Lava™ conseguiu obter um espaço do cimento mais uniforme enquanto no sistema 3Shape™ havia uma grande variabilidade da espessura de uma região para a outra. A variação da espessura dos desajustes internos em diferentes zonas da mesma infraestrutura, implica posteriormente, após a cimentação da peça, a presença de uma camada de cimento não uniforme. Esta variação da espessura pode ter com consequência uma alteração na retenção da infraestruturas, alteração na distribuição e na dissipação das forças suportadas pela coroa, e acumulação de tensões de contração maiores nas zonas estrategicamente importante da coroa, tudo isto pode influenciar a longevidade das coroas cerâmicas (Colpani et al., 2013). Pode-se afirmar que o sistema Lava™ consegue uma melhor precisão na reprodução do espaço para o cimento.

Também o estudo foi feito *em vitro*, tentando aproximar-se das condições ideais, que podem não refletir as condições clínicas. No entanto os estudos *em vitro* permite uma melhor comparação entre vários sistemas CAD/CAM, materiais e estudos, eliminando ou reduzindo as variações existentes em condições clínicas.

Nenhum protocolo padronizado está disponível para avaliar a adaptação das restaurações dentárias. Isso pode levar a interpretações erradas e limita a comparação dos resultados de diferentes estudos (Tamac et al., 2014). Existe uma enorme variabilidade entre os estudos como: o tipo de técnica utilizada na medição, a pressão exercida sobre a infraestrutura na realização da réplica em silicone, o tipo de lente ou ampliação usada pelo microscópio na medição, as localizações das medições, o número de medições por estrutura, o tipo de dente e do preparo etc. que dificulta a comparação dos resultados obtidos por eles. Portanto, é importante compreender as limitações das técnicas existentes e o tipo de dados que possam proporcionar (ou seja desadaptação interna, fenda marginal, espessura total da desadaptação, etc.) (Colpani et al., 2013).

IX- CONCLUSÕES

Dentro das limitações deste estudo pode-se afirmar que os dois sistemas CAD/CAM o 3Shape™ do Wieland e Lava™, podem produzir infraestruturas com valores de desajuste muito inferiores aos níveis máximos aceitados clinicamente. Parece que o sistema Lava™ tem uma maior precisão conseguindo um espaço do cimento mais uniforme do que a sistema 3Shape™.

Confirmou-se a hipótese nula os diferentes sistemas CAD/CAM tem influência sobre o ajuste da infraestrutura.

O tipo de pressão aplicada na técnica de replicação não afeitou os valores de ajuste da infraestrutura. São necessários outros estudos com um número maior de infraestruturas para comprovar os dados observados nesta experiência.

X- BIBLIOGRAFIA

- Ardekani, K. T., Ahangari, A. H., & Farahi, L. (2012). Marginal and internal fit of CAD/CAM and slip-cast made zirconia copings. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, 6(2), 42–48. doi:10.5681/joddd.2012.010
- Arthur Arakelian, J. (1982). A technique for seating casting. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 357.
- Baig, M. R., Tan, K. B. C., & Nicholls, J. I. (2010). Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(4), 216–227. doi:10.1016/S0022-3913(10)60128-X
- Bindl, A., & Mörmann, W. H. (2005). Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(6), 441–447. doi:10.1111/j.1365-2842.2005.01446.x
- Bosch, G., Ender, A., & Mehl, A. (2014). A 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAD/CAM milling processes. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(6), 1425–1431. doi:http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.05.012
- Colpani, J. T., Borba, M., & Della Bona, Á. (2013). Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dental Materials*, 29(2), 174–180. doi:10.1016/j.dental.2012.10.012
- Contrepois, M., Soenen, A., Bartala, M., & Laviolle, O. (2013). Marginal adaptation of ceramic crowns: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(6), 447–454.e10. doi:10.1016/j.prosdent.2013.08.003
- Donovan, T. E., Marzola, R., Becker, W., Cagna, D. R., Eichmiller, F., McKee, J. R., ... Albouy, J.-P. (2014). Annual review of selected scientific literature: report of the Committee on Scientific Investigation of the American Academy of Restorative Dentistry. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(5), 1038–1087. doi:10.1016/S0022-3913(10)60087-X

- Euán, R., Figueras-Álvarez, O., Cabratosa-Termes, J., & Oliver-Parra, R. (2014). Marginal adaptation of zirconium dioxide copings: Influence of the CAD/CAM system and the finish line design. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(2), 155–162. doi:10.1016/j.prosdent.2013.10.012
- Felton, D. A., Kanoy, B. E., Bayne, S. C., & Wirthman, G. P. (1991). Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 65(1), 357–364.
- Gargari, M., Gloria, F., Napoli, E., & Pujia, a M. (2010). Zirconia: cementation of prosthetic restorations. Literature review. *Oral & Implantology*, 3(4), 25–29. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23285393>
- Gherlone, E., Mandelli, F., Cappare, P., Pantaleo, G., Traini, T., & Ferrini, F. (2014). A 3 years retrospective study of survival for zirconia-based single crowns fabricated from intraoral digital impressions. *Journal of Dentistry*, 2(42), 1151–1155. doi:10.1016/j.jdent.2014.06.002
- Giannetopoulos, S., Van Noort, R., & Tsi trou, E. (2010). Evaluation of the marginal integrity of ceramic copings with different marginal angles using two different CAD/CAM systems. *Journal of Dentistry*, 38(12), 980–986. doi:10.1016/j.jdent.2010.08.011
- Grenade, C., Mainjot, A., & Vanheusden, A. (2011). Fit of single tooth zirconia copings: Comparison between various manufacturing processes. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 105(4), 249–255. doi:10.1016/S0022-3913(11)60040-1
- Groten, M., Axmann, D., Probst, L., & Weber, H. (2000). Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(1), 40–49.
- Herrera, M., Catalán, A., Flores, M., & Martinez, A. (2012). Marginal discrepancy and microleakage in crown-copings fabricated by three CAD/CAM systems: An in vitro study. *Open Journal of Stomatology*, 02(September), 163–169. doi:10.4236/ojst.2012.23030

- Hoang, L. N., Thompson, G. a., Cho, S.-H., Berzins, D. W., & Ahn, K. W. (2015). Die spacer thickness reproduction for central incisor crown fabrication with combined computer-aided design and 3D printing technology: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1–7. doi:10.1016/j.prosdent.2014.11.004
- Holmes, J. R., Bayne, S. C., Holland, G. A., & Sulik, W. D. (1989). Considerations in measurement of marginal fit. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 62, 405–408. doi:10.1016/0022-3913(89)90170-4
- Iwai, T., Komine, F., Kobayashi, K., Saito, A., & Matsumura, H. (2008). Influence of convergence angle and cement space on adaptation of zirconium dioxide ceramic copings. *Acta Odontologica Scandinavica*, 66(4), 214–218. doi:10.1080/00016350802139833
- Jacobs, M. S. (1988). *An Investigation of Dental Luting Cement Solubility as a Function of the Marginal Gap*. The University Of Texas Graduate School of Biomedical Science.
- Kelly, J. R., Davis, S. H., & Campbell, S. D. (1989). Nondestructive, three-dimensional internal fit mapping of fixed prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 61, 368–373.
- Kohorst, P., Junghanns, J., Dittmer, M. P., Borchers, L., & Stiesch, M. (2011). Different CAD/CAM-processing routes for zirconia restorations: Influence on fitting accuracy. *Clinical Oral Investigations*, 15(4), 527–536. doi:10.1007/s00784-010-0415-9
- Kokubo, Y., Tsumita, M., Kano, T., & Fukushima, S. (2011). The influence of zirconia coping designs on the fracture load of all-ceramic molar crowns. *Dental Materials Journal*, 30(3), 281–285. doi:10.4012/dmj.2010-130
- Kokubo, Y., Tsumita, M., Kano, T., Sakurai, S., & Fukushima, S. (2011). Clinical marginal and internal gaps of zirconia all-ceramic crowns. *Journal of Prosthodontic Research*, 55(1), 40–43. doi:10.1016/j.jpor.2010.09.001

- Koren, A. R. R. (2013). *Avaliação da adaptação de estruturas em Y-TZP entre diferentes sistemas CAD/CAM*. Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.
- Kuhn, K., Ostertag, S., Ostertag, M., Walter, M. H., Luthardt, R. G., & Rudolph, H. (2015). Comparison of an analog and digital quantitative and qualitative analysis for the fit of dental copings. *Computers in Biology and Medicine*, 57, 32–41. doi:10.1016/j.combiomed.2014.11.017
- Li, N., Wu, Z.-K., Jian, C., Zhao, W.-Q., & Yan, J.-Z. (2013). CAD/CAM Zirconia for Dental Application. *Applied Mechanics and Materials*, 320, 505–511. doi:10.4028/www.scientific.net/AMM.320.505
- Li, R. W. K., Chow, T. W., & Matinlinna, J. P. (2014). Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *Journal of Prosthodontic Research*, 58(4), 208–216. doi:10.1016/j.jpor.2014.07.003
- Lima, R. T. A. de. (2005). *AVALIAÇÃO DO DESAJUSTE VERTICAL E DA ESPESSURA DE PELÍCULA DE INFRA-ESTRUTURAS* Rodrigo Trentin Alves de Lima *ESPESSURA DE PELÍCULA DE INFRA-ESTRUTURAS*.
- Lins, L., Bemfica, V., Queiroz, C., & Canabarro, A. (2015). In vitro evaluation of the internal and marginal misfit of CAD/CAM zirconia copings. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(3), 205–211. doi:10.1016/j.prosdent.2014.09.010
- M., V., K., T., E., F., & Aar, K. (2013). Comparison the Marginal and Internal Fit of Metal Copings Cast from Wax Patterns Fabricated by CAD / CAM and Conventional Wax up Techniques. *Journal of Dentistry, Shiraz University of Medical Sciences*, 14(3), 118–129.
- Martins, L. M., Lorenzoni, F. C., Melo, A. O. De, Silva, L. M. da, Oliveira, J. L. G. De, Oliveira, P. C. G. De, & Bonfante, G. (2012). Internal fit of two all-ceramic systems and metal-ceramic crowns. *Journal of Applied Oral Science*, 20(2), 235–240.
- May, L. G., & Kelly, J. R. (2013). Influence of resin cement polymerization shrinkage on stresses in porcelain crowns. *Dental Materials*, 29(10), 1073–1079. doi:10.1016/j.dental.2013.07.018

- May, L. G., Kelly, J. R., Bottino, M. A., & Hill, T. (2011). Resin cement thickness: Effect on failure loads of feldspathic crowns. *Dental Materials*. doi:10.1016/j.dental.2011.08.556
- May, L. G., Kelly, J. R., Bottino, M. A., & Hill, T. (2012). Effects of cement thickness and bonding on the failure loads of CAD/CAM ceramic crowns: Multi-physics FEA modeling and monotonic testing. *Dental Materials*, 28(8), e99–e109. doi:10.1016/j.dental.2012.04.033
- Mitchell, C., Pintado, M. R., & Douglas, W. H. (2001). Nondestructive, in vitro quantification of crown margins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(6), 575–584. doi:10.1067/mpr.2001.114268
- Miyazaki, T., Nakamura, T., Matsumura, H., Ban, S., & Kobayashi, T. (2013). Current status of zirconia restoration. *Journal of Prosthodontic Research*, 57(4), 236–261. doi:10.1016/j.jpor.2013.09.001
- Moldovan, O., Luthardt, R. G., Corcodel, N., & Rudolph, H. (2011). Three-dimensional fit of CAD/CAM-made zirconia copings. *Dental Materials*, 27(12), 1273–1278. doi:10.1016/j.dental.2011.09.006
- Mously, H. A., Finkelman, M., Zandparsa, R., & Hirayama, H. (2014). Marginal and internal adaptation of ceramic crown restorations fabricated with CAD/CAM technology and the heat-press technique. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(2), 249–256. doi:10.1016/j.prosdent.2014.03.017
- Pak, H.-S., Han, J.-S., Lee, J.-B., Kim, S.-H., & Yang, J.-H. (2010). Influence of porcelain veneering on the marginal fit of Digident and Lava CAD/CAM zirconia ceramic crowns. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 2, 33–38. doi:10.4047/jap.2010.2.2.33
- Prithviraj, D. R., Bhalla, H. K., Vashisht, R., Sounderraj, K., & Prithvi, S. (2014). Revolutionizing Restorative Dentistry: An Overview. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 14, 333–343. doi:10.1007/s13191-014-0351-5

- Quintas, A. F., Oliveira, F., & Bottino, M. A. (2004). Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: An in vitro evaluation. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92, 250–257. doi:10.1016/j.prosdent.2004.06.023
- Re, D., Cerutti, F., Augusti, G., Cerutti, A., & Augusti, D. (2014). Comparison of marginal fit of Lava CAD/CAM crown-copings with two finish lines. *The International Journal Of Esthetic Dentistry*, 9(3), 426–435.
- Renne, W., McGill, S. T., Forshee, K. V., Defee, M. R., & Mennito, A. S. (2012). Predicting marginal fit of CAD/CAM crowns based on the presence or absence of common preparation errors. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 108(5), 310–315. doi:10.1016/S0022-3913(12)60183-8
- Rinke, S., Fornefett, D., Gersdorff, N., Lange, K., & Roediger, M. (2012). Multifactorial analysis of the impact of different manufacturing processes on the marginal fit of zirconia copings. *Dental Materials Journal*, 31(4), 601–609. doi:10.4012/dmj.2012-017
- Rissin, L., & Wetreich, G. (1983). Utilization of elastomeric materials to evaluate the accuracy of cast restorations prior to cementation. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 49(4), 585–586.
- Rosentritt, M., Steiger, D., Behr, M., Handel, G., & Kolbeck, C. (2009). Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *Journal of Dentistry*, 37, 978–983. doi:10.1016/j.jdent.2009.08.003
- Rossetti, P. H. O., do Valle, A. L., de Carvalho, R. M., De Goes, M. F., & Pegoraro, L. F. (2008). Correlation between margin fit and microleakage in complete crowns cemented with three luting agents. *Journal of Applied Oral Science*, 16(1), 64–69. doi:10.1590/S1678-77572008000100013
- Rungruanganunt, P., Kelly, J. R., & Adams, D. J. (2010). Two imaging techniques for 3D quantification of pre-cementation space for CAD/CAM crowns. *Journal of Dentistry*, 38(12), 995–1000. doi:10.1016/j.jdent.2010.08.015

- Shillingburg, H. T. J., Sather, D. A., Wilson, E. L. J., Cain, J. R., Mitchell, D. L., Blanco, L. J., & Kessler, J. C. (2012). *Fundamental of Fixed Prosthodontics* (4rd Editio). Quintessence Publishing Co, Inc.
- Son, Y. H., Han, C. H., & Kim, S. (2012). Influence of internal-gap width and cement type on the retentive force of zirconia copings in pullout testing. *Journal of Dentistry*, 40(10), 866–872. doi:10.1016/j.jdent.2012.07.007
- Srikakula, N. K., Babu, C. S., Rajesh, J. K. R., Saiprasad, S. H., & Raju, A. S. R. (2014). Comparision of Marginal fit of Zirconium Oxide Copings Generated Using Four Different CAD-CAM Systems-An in Vitro Study. *Journal of Research and Advancement in Dentistry*, 3(1), 163–171.
- Stawarczyk, B., Özcan, M., Hallmann, L., Roos, M., Trottman, A., & Hämmerle, C. H. F. (2012). Impact of air-abrasion on fracture load and failure type of veneered anterior Y-TZP crowns before and after chewing simulation. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 100 B(6), 1683–1690. doi:10.1002/jbm.b.32737
- Tamac, E., Toksavul, S., & Toman, M. (2014). Clinical marginal and internal adaptation of CAD/CAM milling, laser sintering, and cast metal ceramic crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(4), 909–913. doi:10.1016/j.prosdent.2013.12.020
- Tsitrou, E. A., Northeast, S. E., & van Noort, R. (2007). Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM. *Journal of Dentistry*, 35, 68–73. doi:10.1016/j.jdent.2006.04.008
- Vigolo, P., & Mutinelli, S. (2012). Evaluation of Zirconium-Oxide-Based Ceramic Single-Unit Posterior Fixed Dental Prostheses (FDPs) Generated with Two CAD/CAM Systems Compared to Porcelain-Fused-to-Metal Single-Unit Posterior FDPs: A 5-Year Clinical Prospective Study. *Journal of Prosthodontics*, 21(4), 265–269. doi:10.1111/j.1532-849X.2011.00825.x
- Yildiz, C., Vanlioğlu, B. A., Evren, B., Uludamar, A., & Ozkan, Y. K. (2013). Marginal-internal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM crown restorations. *Dental Materials Journal*, 32(1), 42–47. doi:10.4012/dmj.2012-148

